



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ  
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

**ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΜΙΚΡΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ STENT  
ΜΑΓΝΗΣΙΟΥ ΑΓΓΕΙΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ**

ΤΣΙΜΠΙΝΗ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ  
ΑΜ: 1949

**Διπλωματική Εργασία**

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των απαιτήσεων για  
την απόκτηση του Διπλώματος Μηχανολόγου Μηχανικού.

Βόλος, Ιούλιος 2021



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ  
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΥΛΙΚΩΝ

---

**ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΜΙΚΡΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ STENT  
ΜΑΓΝΗΣΙΟΥ ΑΓΓΕΙΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ**

---

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
ΑΚΑΔΗΜΑΪΚΟ ΕΤΟΣ : 2020-2021  
ΤΣΙΜΠΙΝΗ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ  
ΑΜ: 1949

**ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΑ: ΔΡ. ANNA ZEPBAKH**

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των απαιτήσεων για  
την απόκτηση του Διπλώματος Μηχανολόγου Μηχανικού.

Βόλος, Ιούλιος 2021

© 2021 Αικατερίνη Τσιμπίνη

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών της Πολυτεχνικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα (Ν. 5343/32 αρ. 202 παρ. 2).

## **Εγκρίθηκε από τα Μέλη της Τριμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:**

Πρώτος Εξεταστής     Δρ. Ζερβάκη Άννα  
(Επιβλέπουσα)        ΕΔΙΠ, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών  
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Δεύτερος Εξεταστής   Δρ. Χαϊδεμενοπουλος Γρηγόρης  
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών  
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Τρίτος Εξεταστής     Δρ. Κερμανίδης Αλέξης  
Αναπληρωτής Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών  
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

---

Με την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας και την ολοκλήρωση των προπτυχιακών μου σπουδών στο τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω κάποια άτομα που συντέλεσαν σημαντικά στην πραγματοποίηση του στόχου μου. Αρχικά, θα ήθελα να εκφράσω τη βαθύτατη εκτίμησή μου στην επιβλέπουσα καθηγήτρια της διπλωματικής Δρ. Άννα Ζερβάκη για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε, για τη πολύτιμη βοήθειά της και για την άρτια συνεργασία μας καθ' όλη τη διάρκεια των προπτυχιακών μου σπουδών. Επίσης, τα υπόλοιπα μέλη της τριμελούς επιτροπής, τον κύριο Χαϊδεμενόπουλο και κύριο Κερμανίδη για τον χρόνο και τη προσοχή που έδειξαν. Τέλος, το μεγαλύτερο ευχαριστώ το οφείλω στην οικογένειά μου που βρίσκονται πάντα δίπλα μου και στηρίζουν τη κάθε μου επιλογή, καθώς και τις φίλες μου Ιωάννα και Χριστίνα που αποτελούν τη δεύτερη οικογένειά μου και μοιραστήκαμε τις ομορφότερες στιγμές των φοιτητικών μας χρόνων.

Τσιμπίνη Κατερίνα

# ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΜΙΚΡΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ STENT ΜΑΓΝΗΣΙΟΥ ΑΓΓΕΙΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ

ΤΣΙΜΠΙΝΗ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ

Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, 2021

Επιβλέπων Καθηγητής: Δρ. Ζερβάκη Άννα,  
ΕΔΙΠ, Τμήμα Μηχανολόγων  
Μηχανικών

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

---

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις ανήκουν στις κύριες αιτίες θανάτου και εκατομμύρια άνθρωποι υποβάλλονται σε επεμβάσεις αγγειοπλαστικής για τη θεραπεία της νόσου μέσω τοποθέτησης μεταλλικών ενθέτων, των stent. Η εξελικτική πορεία των stent έχει οδηγήσει στη δημιουργία βιο αποδομήσιμων ενθέτων, εξαλείφοντας το πρόβλημα της επαναστένωσης. Για τη κατασκευή τους χρησιμοποιούνται βιο υλικά, τα οποία είναι συμβατά με τον ανθρώπινο οργανισμό. Τα κράματα μαγνησίου ανήκουν σε αυτή τη κατηγορία υλικών, λόγω της βιοσυμβατότητας, της βιο αποδομησιμότητας και της βιο ενεργότητάς τους. Το γεγονός αυτό, τα καθιστά κατάλληλα για τον σχεδιασμό των stent, ενώ θα πρέπει να πληρούν ορισμένα κριτήρια ως προς τη δομική ακεραιότητα και την αντοχή τους. Τα χαρακτηριστικά αυτά συνδέονται με τις μηχανικές ιδιότητες και συνεπώς με το μέτρο ελαστικότητας. Επίσης, βασική παράμετρος για τον σχεδιασμό τους αποτελεί η ανισότροπη συμπεριφορά των κραμάτων μαγνησίου λόγω της πυκνής εξαγωνικής δομής τους. Η ανισοτροπία που εμφανίζουν, αποδίδεται στον σχηματισμό της υφής και καθιστά το υλικό ισχυρότερο σε μία επιθυμητή κατεύθυνση. Η δημιουργία της υφής επηρεάζει τους μηχανισμούς παραμόρφωσης του υλικού, ενώ η πυκνή εξαγωνική δομή για την παροχή των αναγκαίων πέντε ανεξάρτητων συστημάτων ολίσθησης απαιτεί την ενεργοποίηση των διδυμιών, επιδρώντας στις μηχανικές ιδιότητες. Για τον προσδιορισμό των μικρομηχανικών ιδιοτήτων γίνεται αναφορά σε πειραματικές μεθόδους μικροσκοπιομέτρησης που συναντώνται στη βιβλιογραφία.

Τονίζονται οι βασικές αρχές προσδιορισμού του μέτρου ελαστικότητας από τα αποτελέσματα των μικροσκληρομετρήσεων όπως η μέθοδος Marshall που βασίζεται στη μέτρηση της ελαστικής επαναφοράς των μικροσκληρομετρήσεων Knoop, η μέθοδος Conway που σχετίζει τον λόγο σκληρότητας και μέτρου ελαστικότητας με τη διάσταση της μικρής διαγώνιου του εναπομένον αποτυπώματος και την μέθοδο των Oliver-Pharr που ορίζει τη καμπύλη φορτίου και βάθους διείσδυσης. Τέλος, παρουσιάζονται βιβλιογραφικές πειραματικές μελέτες μέτρησης του ορίου διαρροής και του μέτρου ελαστικότητας για τις διάφορες μοίρες προσανατολισμού. Παρατηρείται, πως οι τιμές της νανοσκληρότητας αυξάνονται όσο ο προσανατολισμός των μετρήσεων αλλάζει από 0 στις 90 μοίρες. Ο παράγοντας της θερμοκρασίας είναι σημαντικός για την εξάλειψη των φαινομένων ανισοτροπίας και συγκεκριμένα στους 300°C το υλικό παύει να εμφανίζει ανισότροπη συμπεριφορά.

# Micro mechanical Properties of Mg carotid stents

TSIMPINI AIKATERINI

Department of Mechanical Engineering, University of Thessaly, 2021

Supervisor: Dr Anna Zervaki

## ABSTRACT

---

Cardiovascular diseases are some of the main causes of death and millions of people undergo angioplasty surgery to treat the disease. The evolution of stents has led to biodegradable inserts, eliminating the problem of restenosis. Biodegradable stents are made of biomaterials, which are compatible with to human body. Magnesium alloys are appropriate for stents due to their biocompatibility, biodegradation and bioactivity. Stents need to meet the standards for strength and structural integrity, which associate with the mechanical properties of the material and mainly with the young modulus. Moreover, the hexagonal structure and the anisotropic behavior of magnesium alloys affect the design of stents. The anisotropy is attributed to the formation of texture and makes the material stronger in a desired direction. The texture affects the deformation mechanisms of the material, and the hexagonal structure requires the twinning activation to provide the five independent sliding systems. In this study, it is also mentioned experimental techniques for the identification of the mechanical properties of the material and the determination of young modulus. The methods employed to determine the material microhardness are Marshall, Conway and Oliver-Pharr. Finally, bibliographic experimental studies are present for the determination of the yield stress and the modulus of elasticity depending on the orientation. It is observed that the nanohardness value increases as the orientation of the measurement's changes from 0 to 90 degrees. The temperature is also important for the anisotropy and specifically at 300 °C the material does not exhibit anisotropy behavior.



# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

---

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1</b> .....	<b>1</b>
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2</b> .....	<b>3</b>
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....	3
2.1 Κράματα Μαγνησίου.....	3
2.2 Αγγειοχειρουργικά Stent.....	8
2.2.1 Τύποι και εξέλιξη των Stent.....	9
2.2.2 Απαιτήσεις των stent.....	10
2.3 Προσέγγιση κραμάτων μαγνησίου για τη δημιουργία stent.....	12
2.4 Ανισοτροπία Μετάλλων .....	13
2.5 Υφές.....	13
2.5.1 Υφή παραμορφώσεως.....	13
2.5.2 Υφή ανακρυσταλλώσεως .....	14
2.5.3 Επίδραση της υφής.....	14
2.6 Ποσοτική περιγραφή ιδιοτήτων πολυκρυστάλλων .....	15
2.7 Ανισοτροπία σε δομή HCP.....	15
2.8 Μηχανική Παραμόρφωση.....	16
2.8.1 Ολίσθηση.....	16
2.8.2 Διδυμακή παραμόρφωση .....	16
2.8.3 Διδυμακή Παραμόρφωση σε κράματα μαγνησίου.....	18
2.9 Μηχανικές Ιδιότητες.....	19
2.9.1 Σκληρότητα .....	19
2.9.2 Τεχνικές προσδιορισμού μέτρου ελαστικότητας.....	26
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3</b> .....	<b>31</b>
ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΕΣ .....	31
3.1 Πειραματικές Μελέτες για κράμα μαγνησίου της σειράς AZ31 .....	32
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4</b> .....	<b>41</b>
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	41
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5</b> .....	<b>43</b>
ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ-ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ.....	43
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6</b> .....	<b>44</b>



## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

---

Πίνακας 1. Χημική σύσταση κραμάτων μαγνησίου.....	5
Πίνακας 2. Μηχανικές ιδιότητες κραμάτων μαγνησίου.....	5
Πίνακας 3. Επίδραση κραματικών στοιχείων στα κράματα μαγνησίου και εφαρμογές.....	7
Πίνακας 4. Διευθύνσεις και τιμές μέτρου ελαστικότητας σε κοινά μέταλλα.....	15
Πίνακας 5. Επίπεδα και διευθύνσεις ολίσθησης μετάλλων δομής HCP.....	17
Πίνακας 6. Αποτελέσματα εφελκυσμού κραμάτων μαγνησίου .....	32

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

---

Εικόνα 1. Εφαρμογές κραμάτων μαγνησίου.....	4
Εικόνα 2. Σχηματική απεικόνιση τοποθέτησης stent και stent διαφόρων διαμέτρων .....	9
Εικόνα 3. Μη βιοαποικοδομίσσιμο και βιοαποικοδομίσσιμο stent.....	10
Εικόνα 4. Σχεδιαστικές απαιτήσεις των stent.....	11
Εικόνα 5. Πιθανά συστήματα ολίσθησης σε εξαγωνική δομή.....	17
Εικόνα 6. Πιθανά συστήματα ολίσθησης για τα κράματα μαγνησίου .....	18
Εικόνα 7. Κλίμακα σκληρότητας.....	20
Εικόνα 8. Γεωμετρία διεισδυτή και αποτυπώματος Vickers.....	21
Εικόνα 9. Γεωμετρία διεισδυτή και αποτυπώματος Knoop.....	22
Εικόνα 10. Χαρακτηριστικά διεισδυτή Berkovitch .....	23
Εικόνα 11. Σκαρίφημα της διαδικασίας νανοδιείσδυσης και διάγραμμα νανοσκληρομέτρησης.....	24
Εικόνα 12. Τυπικό διάγραμμα τετραγωνικής ρίζας φόρτισης και βάθους διείσδυσης.....	25
Εικόνα 13. Διάγραμμα βάθους αποτυπώματος-φορτίου και σκαρίφημα αποτυπώματος πριν και μετά τη φόρτιση.....	26
Εικόνα 14. Αποτύπωμα διείσδυσης Knoop με ελαστική επαναφορά της μικρής διαγωνίου.....	27
Εικόνα 15. Αποτύπωμα διείσδυσης Knoop με ελαστική επαναφορά της μικρής διαγωνίου για τη μεθοδολογία Conway.....	28
Εικόνα 16. Διάγραμμα φόρτισης, αποφόρτισης και επαναφοράς.....	29
Εικόνα 17. Διάγραμμα κλίσης της καμπύλης (δυσκαμψία).....	30
Εικόνα 18. Διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης εμπορικών κραμάτων μαγνησίου.....	31
Εικόνα 19. Κατευθύνσεις μεταλλογραφιών στα διάφορα επίπεδα.....	33
Εικόνα 20. Μέγεθος κόκκων (a) άνω επιφάνεια (S), (b) κέντρο (C), (c) ενδιάμεσο στρώμα (Q).....	34
Εικόνα 21. Όριο διαρροής και αντοχή εφελκυσμού για τα διάφορα στρώματα στις κατευθύνσεις 0,45,90 μοίρες.....	34
Εικόνα 23. Διάγραμμα θλιπτικής τάσης-παραμόρφωσης για θερμοκρασία δωματίου και για θερμοκρασία 573K.....	36
Εικόνα 22. Ποσοστιαία παραμόρφωση για τα διάφορα στρώματα στις κατευθύνσεις 0,45,90 μοίρες.....	35

Εικόνα 24. Επίπεδα δοκιμίου .....	36
Εικόνα 25. Μικροδομή των επιπέδων LT( $\alpha$ ), LS( $\beta$ ), ST( $\gamma$ ) .....	37
Εικόνα 26. Αποτελέσματα εφελκυσμού στις διευθύνσεις L και LT .....	37
Εικόνα 27. Νανοσκληρότητα καθαρού μαγνησίου και κράματος AZ31 βάση της γωνίας $\Phi$ .....	38
Εικόνα 28. Μέτρο ελαστικότητας καθαρού μαγνησίου και κράματος AZ31 βάση της γωνίας $\Phi$ .....	39
Εικόνα 29. Διάγραμμα για το μέτρο διαρροής σε σχέση με τη γωνία $\Phi$ .....	40

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

---

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τη τελευταία δεκαετία τα βιο απορροφήσιμα αγγειακά πρόσθετα (stent) βρίσκονται στο επίκεντρο του επιστημονικού ενδιαφέροντος. Το κύριο χαρακτηριστικό τους είναι ότι αποκαθιστούν την αγγειακή λειτουργία και έπειτα αποδομούνται πλήρως γεγονός που αποτρέπει την επανεμφάνιση του προβλήματος (επαναστένωση). Η επιλογή του υλικού κατασκευής γίνεται με βάση τη βιοσυμβατότητα, δηλαδή την απαίτηση το υλικό να μη προκαλεί τοξικότητες και μεταλλάξεις ενώ οι φυσικές του ιδιότητες θα πρέπει να είναι όμοιες ή παραπλήσιες με τον ιστό που αποκαθιστά.

Το μαγνήσιο συμβάλει στη λειτουργία του ανθρώπινου σώματος και χρησιμοποιήθηκε πρώτη φορά ως βιολογικό το 1878 από τον Edward C. Huce για να σταματήσει την αιμορραγία κατά τη διάρκεια χειρουργείου. Η μικρή αντοχή του σε διάβρωση αποτέλεσε για αρκετές δεκαετίες περιοριστικό παράγοντα εφαρμογής για την έρευνά και την εξέλιξή του στο κομμάτι των ιατρικών εφαρμογών. Η ελεγχόμενη διάβρωσή του ωστόσο αποτελεί περισσότερο πλεονέκτημα και όχι μειονέκτημα εισάγοντας το στην αγγειοπλαστική. Για την ορθή αξιοποίησή του και τον αποτελεσματικό σχεδιασμό του stent είναι απαραίτητη η μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του και της αντοχής του. Τα stent που είναι κατασκευασμένα από κράματα μαγνησίου θα πρέπει να πληρούν συγκεκριμένες μικρομηχανικές ιδιότητες ώστε να προσφέρουν τη κατάλληλη αντοχή στις περιοχές αυξημένης μηχανικής φόρτισης αλλά και να παρέχουν την απαιτούμενη δομική ακεραιότητα.

Σκοπός της εργασίας είναι η περιγραφή της μηχανικής συμπεριφοράς των κραμάτων μαγνησίου και των μηχανισμών παραμόρφωσής τους. Παράλληλα, είναι απαραίτητη η κατανόηση της ανισοτροπίας και της επιρροής που αυτή έχει στις μικρομηχανικές ιδιότητες του υλικού. Γι αυτό το λόγο, μέσα από βιβλιογραφικά δεδομένα γίνεται αναφορά τόσο στη σύνδεση του μέτρου ελαστικότητας με τα αποτελέσματα σκληρομετρήσεων όσο και στην επίδραση του προσανατολισμού των μικροσκληρομετρήσεων στον προσδιορισμό των μικρομηχανικών ιδιοτήτων.

Η παρούσα διπλωματική αναπτύσσεται σε πέντε επιμέρους κεφάλαια. Στο πρώτο κεφάλαιο περιγράφεται το πλαίσιο στο οποίο εντάσσεται η εργασία, ο σκοπός και οι στόχοι της, ενώ παρουσιάζεται και η διάρθρωσή της. Το δεύτερο κεφάλαιο αποτελεί το κυρίως σώμα της και περιλαμβάνει τη βιβλιογραφική ανασκόπηση. Παρουσιάζονται τα

κύρια χαρακτηριστικά των αγγειοχειρουργικών stent, η εξέλιξή τους και ο τρόπος που εισάγονται τα κράματα μαγνησίου σε αυτά. Παρατίθεται η μηχανική συμπεριφορά των κραμάτων μαγνησίου, οι μηχανισμοί παραμόρφωσής τους και οι μέθοδοι προσδιορισμού των μικρομηχανικών ιδιοτήτων των stents. Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζονται πειραματικές μελέτες που εντοπίστηκαν βιβλιογραφικά για τον προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων των κραμάτων μαγνησίου και συγκεκριμένα του κράματος AZ31. Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα βασικά σημεία και τα συμπεράσματα που προκύπτουν από τα δύο προηγούμενα κεφάλαια. Στο πέμπτο κεφάλαιο καταγράφονται οι πτυχές της παρούσας εργασίας που χρίζουν περαιτέρω έρευνας και εξέλιξης και τέλος παρατίθενται οι βιβλιογραφικές αναφορές.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

---

### ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

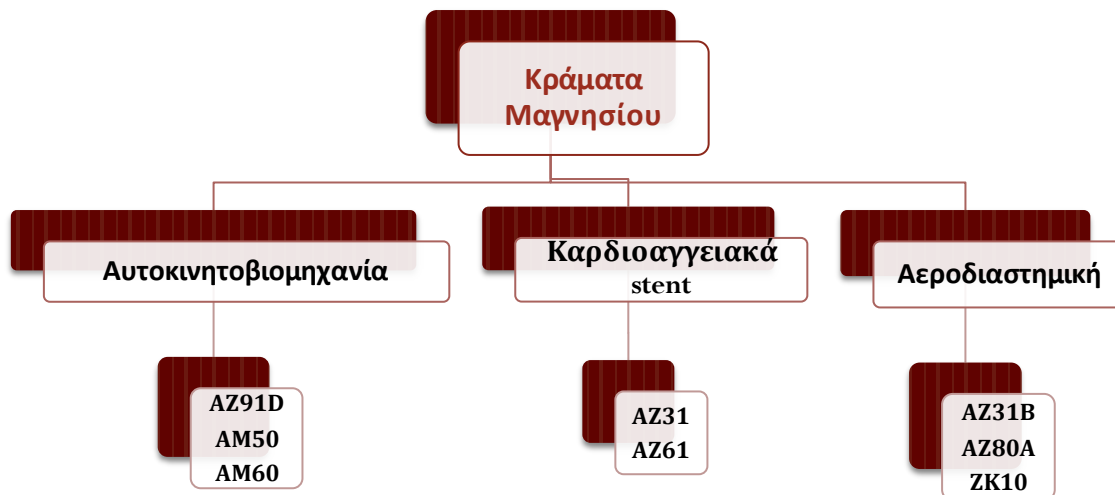
Το κεφάλαιο αυτό, αποτελεί το κύριο και βασικό μέρος της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Αναλύονται οι μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων μαγνησίου και το ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της ανισοτροπίας τους. Περιγράφονται οι κύριοι μηχανισμοί παραμόρφωσης των κραμάτων μαγνησίου και έπειτα παρατίθενται οι τεχνικές μέτρησης τόσο της μικροσκληρότητας όσο και της νανοσκληρότητας. Τέλος, παρουσιάζονται οι βασικές μέθοδοι προσδιορισμού του μέτρου ελαστικότητας.

### 2.1 Κράματα Μαγνησίου

---

Το μαγνήσιο (Mg) αποτελεί ένα από τα ελαφρύτερα μέταλλα και τα κράματα του έχουν μελετηθεί ευρέως. Στα χαρακτηριστικά του συγκαταλέγονται η υψηλή αναλογία αντοχής προς βάρος, η καλή συμπεριφορά απόσβεσης, η υψηλή αντοχή σε ερπυσμό και η ολκιμότητα, γεγονός που τα καθιστά κατάλληλα για εφαρμογές αεροδιαστημικής και αυτοκινητοβιομηχανίας. Παράλληλα, το μαγνήσιο είναι σημαντικό στοιχείο των βιοϋλικών λόγω της βιοσυμβατότητας του, της βιοαποδομησιμότητας και της βιοενεργότητας του, εισάγοντάς το έτσι σε ιατρικές εφαρμογές. Συγκεκριμένα, κράματα μαγνησίου συναντώνται σήμερα τόσο σε ορθοπεδικές εφαρμογές όσο και στην αγγειοχειρουργική με τα stent[1].





**Εικόνα 1. Εφαρμογές κραμάτων μαγνησίου.[1]**

Η πυκνότητα του μαγνησίου κυμαίνεται από 1,74 έως 1,81 kg/m<sup>3</sup> ανάλογα με τη σύνθεση του, το μέτρο διάτμησης στα 17 GPa και το μέτρο ελαστικότητας στα 45 GPa. Οι τελευταίες τιμές μάλιστα βρίσκονται πολύ κοντά στις τιμές του ανθρώπινου οστού (10 GPa και 30 GPa αντίστοιχα)[2].

### **Κραματικά στοιχεία**

Τα βιοιατρικά κράματα περιέχουν τα στοιχεία τιτάνιο (Ti) και σίδηρο (Fe), ενώ η προσθήκη στοιχείων αλουμινίου (Al), χαλκού (Cu), σιδήρου (Fe) και μαγγανίου (Mn) βελτιώνει τις μηχανικές ιδιότητες [3]. Παρακάτω δίνεται πίνακας με τη χημική σύσταση γνωστών κραμάτων μαγνησίου (βλ. Πίνακας 1) και πίνακας με τις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων (βλ. Πίνακας 2) που εντοπίστηκαν στη βιβλιογραφία.

**Πίνακας 1. Χημική σύσταση κραμάτων μαγνησίου. [3][4]**

Κράμα κ.β %	Mg	Zn	Ca	Zr	Y	Al	Fe	Cu	Ni	Si	Σπά νιες Γαί ες
ZK60	94,52	5,02	0,0003	0,44	0,006	0,0036	0,0032	<0,0001	<0,000 1	<0,0001	
Z4	96,18	3,79	0,018	0,002	0,005	0,0096	0,0039	<0,0001	0,0004	<0,0001	
ZX10	98,90	0,83	0,218	<0,0001	<0,001	0,0085	0,0072	0,0008	0,0014	0,007	
WZ31	96,40	1,08	0,0006	0,002	2,07	0,005	0,02	<0,0001	0,0057	0,24	
WZ62	92,24	2	0,003	0,032	2,72	0,046	0,0004	0,0012	<0,000 1	0,007	
WE43	92,2			0,4	4						3,4
AZ31	97	1,2	0,04			3	0,005	0,05	0,005	0,1	
AZ61	92,8	0,99				6,18	0,0023	0,0032	0,0015	0,0033	

**Πίνακας 2. Μηχανικές ιδιότητες κραμάτων μαγνησίου. [4]**

Κράμα	Όριο διαρροής (MPa)	Αντοχή εφελκυσμού (MPa)	Παραμόρφωση (%)
ZK60	296	330	16,2
Z4	126	250	18,5
ZX10	230	285	13,5
WZ31	277	318	15,3
WZ62	364	430	4,6
WE43	233	250	2
AZ31	145,8	256,4	10,2
AZ61	165	310	16

Ο ρόλος κάθε κραματικού στοιχείου εντοπίζεται ως εξής:

[5]

### Ασβέστιο (Ca)

Η προσθήκη ασβεστίου στο μαγνήσιο συντελεί στην αύξηση της αντοχής όσο και στον ρυθμό παραμόρφωσης. Τα κράματα Mg - Ca με βέλτιστη περιεκτικότητα σε Ca 0,6% κατά βάρος εμφανίζουν υψηλότερες αντοχές κάμψης και θλίψης. Επίσης, τα κράματα που περιέχουν ασβέστιο έχουν δείξει αύξηση της αντοχής σε εφελκυσμό σε σύγκριση με το καθαρό Mg σε χαμηλή περιεκτικότητα έως 4%. Τα κράματα Mg - Ca με

περιεκτικότητα ασβεστίου 0,6% κατά βάρος παρουσιάζουν βέλτιστη αντοχή στη διάβρωση.

### **Αλουμίνιο (Al)**

Το Al χρησιμοποιείται ως κραματικό στοιχείο για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων και της αντοχής στη διάβρωση. Ο σχηματισμός του επιφανειακού στρώματος  $Al_2O_3$  στη σειρά AZ βελτιώνει την αντοχή στη διάβρωση. Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ότι όταν το Al βρίσκεται σε υψηλή συγκέντρωση μπορεί να προκαλέσει προβλήματα τοξικότητας στον ανθρώπινο ιστό.

### **Ψευδάργυρος (Zn)**

Τα κράματα Mg-Zn παρουσιάζουν καλή βιοσυμβατότητα λόγω του ότι ο ψευδάργυρος ανήκει στα ιχνοστοιχεία του ανθρώπινου σώματος. Το Zn παρουσιάζει υψηλή διαλυτότητα στο μαγνήσιο και αυξάνει την σκληρυντική ικανότητα καθώς παράγει διαμεταλλικές ενώσεις, βελτιώνοντας το μέγεθος των κόκκων. Τα κράματα Mg-Zn θα πρέπει να εμπλουτίζονται και με άλλα στοιχεία, ενώ για τις επιθυμητές ιδιότητες η περιεκτικότητα του ψευδαργύρου δε πρέπει να ξεπερνά το 4% κατά βάρος.

### **Πυρίτιο (Si)**

Το πυρίτιο συγκαταλέγεται στα απαραίτητα μέταλλα του ανθρώπινου σώματος και διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην επούλωση των οστών. Επιπλέον το πυρίτιο σε κράματα μαγνησίου οδηγεί στο σχηματισμό ιζημάτων  $Mg_2Si$  και λόγω των μηχανικών του ιδιοτήτων και της διαβρωτικής του συμπεριφοράς χρησιμοποιείται σε πολύ μικρά ποσοστά στα κράματα μαγνησίου.

### **Ζιρκόνιο (Zr)**

Αν και το ζιρκόνιο έχει συγκριτικά χαμηλό όριο διαλυτότητας στο μαγνήσιο, οι εξαιρετικές του ιδιότητές του σε συνδυασμό με τη καλή αντοχή στη διάβρωση το καθιστούν κατάλληλο για τα κράματα μαγνησίου. Παρουσιάζει πολύ καλή αντοχή στη διάβρωση, ενώ η προσθήκη του οδηγεί σε βελτίωση των κόκκων, αύξηση της ολκιμότητας και της αντοχής στη διάβρωση.

### **Σπάνιες γαίες (RE)**

Με σκοπό την επίτευξη υψηλών μηχανικών ιδιοτήτων μελετήθηκαν και λιγότερο βιοσυμβατά στοιχεία όπως είναι οι σπάνιες γαίες. Η προσθήκη στερεού διαλύματος Gd (γαδολινίου) αυξάνει την αντοχή του κράματος και επιδρά και στην αύξηση της παραμόρφωσης έως και 30%. Το Nd (νεοδύμιο) χρησιμοποιείται εξίσου για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων. Το Y (ύτριο) παρουσιάζει υψηλή διαλυτότητα (12,5%) σε μαγνήσιο και τα κράματα που το περιέχουν παρουσιάζουν υψηλή ολκιμότητα (ομοιόμορφη επιμήκυνση). Ωστόσο, κάποια στοιχεία σπάνιων γαιών προκαλούν τοξικότητα.

Παρακάτω παρουσιάζεται πίνακας (βλ. Πίνακας 3) που συνοψίζει την επίδραση των κραματικών στοιχείων στις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων.

**Πίνακας 3. Επίδραση κραματικών στοιχείων στα κράματα μαγνησίου και εφαρμογές. [4]**

Κράμα	Επίδραση στις μηχανικές ιδιότητες	Εφαρμογή
<b>Mg-Ca</b>	Αυξάνει την αντοχή και το ρυθμό παραμόρφωσης	Ορθοπεδική
<b>Mg-Zn</b>	Ενισχύει την αντοχή εφελκυσμού, η παραμόρφωση μειώνεται όταν η συγκέντρωση του Zn είναι πάνω από 5κ.β%	Ορθοπεδική
<b>Mg-Sr</b>	Βελτίωση της αντοχής και της αντοχής σε διάβρωση όταν η συγκέντρωση του Sr είναι κάτω από 2 κ.β%	Ορθοπεδική
<b>Mg-Si</b>	Χαμηλή ολκιμότητα	Ορθοπεδική
<b>Mg-Al</b>	Σημαντική βελτίωση της μέγιστης εφελκυστικής αντοχής και της ολκιμότητας για συγκέντρωση μεγαλύτερη από 6%	Ορθοπεδική
<b>Mg-Y</b>	Ενισχύει την αντοχή εφελκυσμού και για συγκέντρωση κάτω από 3% βελτιώνεται η παραμόρφωση	Stent
<b>Mg-Nd</b>	Για συγκέντρωση κάτω από 6% βελτιώνεται η αντοχή εφελκυσμού και η αντοχή στον ερπυσμό	Stent

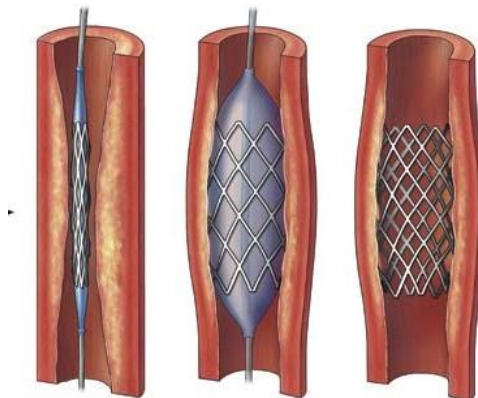
## 2.2 Αγγειοχειρουργικά Stent

---

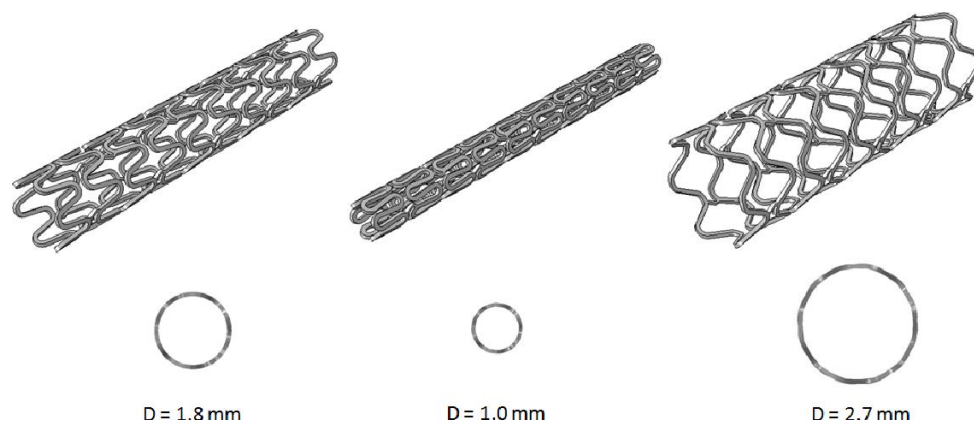
Οι καρδιαγγειακές παθήσεις αποτελούν τις μία από τις κύριες αιτίες θανάτου στον κόσμο, ενώ εκατομμύρια άνθρωποι υποβάλλονται σε επεμβάσεις αγγειοπλαστικής για τη θεραπεία κάποιας αγγειακής νόσου. Τις περισσότερες φορές η θεραπεία περιλαμβάνει τη τοποθέτηση μόνιμου εμφυτεύματος “stent” που αποκαθιστά τις αρτηρίες λειτουργικές μετά την επέμβαση [6]. Πρόκειται για μικρούς επεκτάσιμους σωλήνες σε μορφή δικτυώματος που τοποθετούνται για την επαναφορά των αρτηριών που έχουν υποστεί στένωση. Οι αρτηρίες στενεύουν λόγω της πλάκας που σχηματίζεται και αποτελείται κυρίως από χοληστερόλη και λίπη και έτσι εμποδίζεται η κυκλοφορία του αίματος στο σώμα. Ανάλογα με το σημείο τοποθέτησής τους τα stent αποκαθιστούν τη ροή του αίματος ή άλλων υγρών του σώματος.

Συγκεκριμένα, από τα τέλη του 1970 εφαρμόζεται η αγγειοπλαστική με μπαλονάκι για τη θεραπεία στεφανιαίων αρτηριών. Ένας πολύ λεπτός σωλήνας με μπαλονάκι που λέγεται καθετήρας τοποθετείται σε μια αρτηρία είτε στη βουβωνική χώρα είτε στον βραχίονα και προωθείται στο σημείο που υπάρχει το πρόβλημα. Στο σημείο αυτό το μπαλονάκι διογκώνεται, διευρύνοντας έτσι το στενότερο τμήμα της αρτηρίας ενώ το stent εγκαθίσταται στο αρτηριακό τοίχωμα και σχηματίζει μόνιμο ικρίωμα κρατώντας την αρτηρία ανοιχτή [7].

Τα κοινά stent έχουν μήκος 15 με 20mm αλλά μπορούν να κυμαίνονται και στα 8 έως 48mm και έχουν διάμετρο 1 με 5mm, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 2[8].



(α)



(β)

Εικόνα 2. Σχηματική απεικόνιση τοποθέτησης stent (α) και stent διαφόρων διαμέτρων (β). [9]

### 2.2.1 Τύποι και εξέλιξη των Stent

#### Stent χωρίς επίστρωση (bare metal stent)

Ονομάζονται και stent πρώτης γενιάς και ήταν κατασκευασμένα από μέταλλο χωρίς επίστρωση όπως ανοξείδωτος χάλυβας (316L), κράμα κοβαλτίου-χρωμίου ή από κράμα νικελίου-χρωμίου. Παρουσιάζουν αρκετά προβλήματα όπως η υπερπλασία και η επαναστένωση καθώς και ότι θα έπρεπε να μείνουν στο ανθρώπινο σώμα εφόρου ζωής. Το γεγονός αυτό συντέλεσε στην ανάπτυξη stent με κάποια φαρμακευτική επίστρωση.

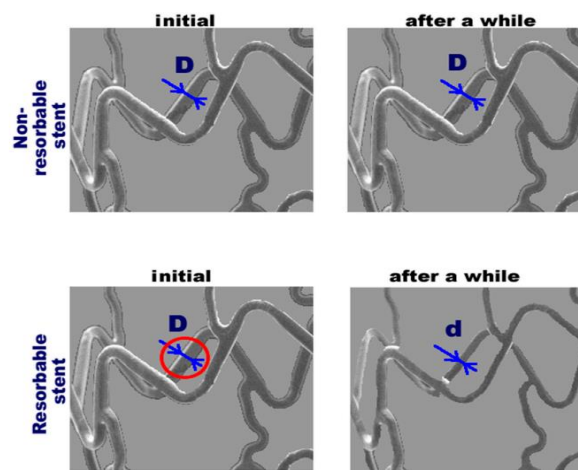
#### Stent με φαρμακευτική επίστρωση

Μείωσαν στο 10% την επανεμφάνιση του προβλήματος. Η ικανότητα του οργανισμού να δημιουργεί ουλώδεις ιστούς γύρω από το stent περιορίζεται από τις φαρμακευτικές ουσίες που το περιβάλλουν. Ωστόσο, τα stent αυτά συνδέθηκαν με μια σπάνια αλλά σοβαρή επιπλοκή που ονομάζεται θρόμβωση του stent. Συγκεκριμένα, στο σημείο του stent δημιουργείται θρόμβος και έτσι οι ασθενείς θα πρέπει να λάβουν κάποια αγωγή για την αποφυγή του.

## Βιοαποδομήσιμα stent

Αφού έχει αποκατασταθεί η αρτηρία και έχει εξαλειφθεί το πρόβλημα απορροφώνται από το ανθρώπινο σώμα. Ο ασθενής δε χρειάζεται να πάρει κάποια αγωγή για να αποφευχθεί ο σχηματισμός κάποιας θρόμβωσης γύρω από το stent[5],[10].

Η παρακάτω εικόνα (Εικόνα 3) δείχνει πως συμπεριφέρεται ένα μη βιοαποδομήσιμο stent και ένα βιοαποδομήσιμο μετά την εμφύτευση.

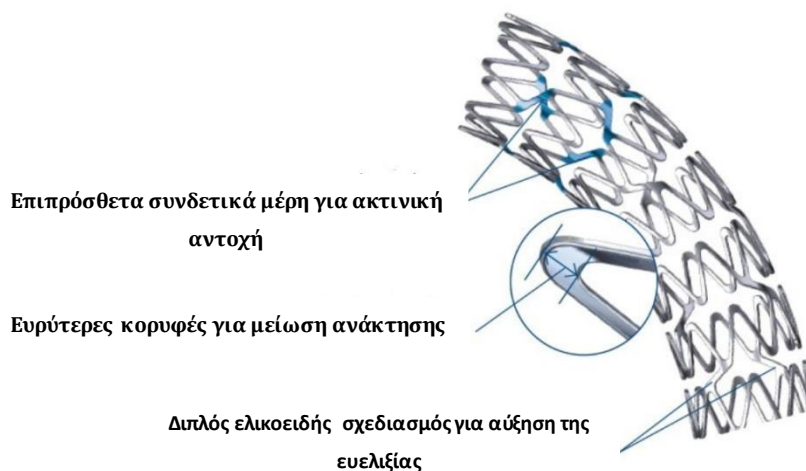


Εικόνα 3. Μη βιοαποδομήσιμο (πάνω εικόνα) και βιοαποδομήσιμο stent(κάτω εικόνα).[11]

### 2.2.2 Απαιτήσεις των stent

Η υψηλή αντοχή σε ακτινικές δυνάμεις, η χαμηλή ελαστική ακτινική ανάκτηση (recoil), η ικανότητα παράδοσης (deliverability) και η διάρκεια ζωής αποτελούν τα κύρια χαρακτηριστικά του stent (βλ. Εικόνα 4). Συγκεκριμένα, τα stent δέχονται μια σταθερή ακτινική τάση από τις αρτηρίες η οποία τείνει να τα υποβαθμίζει και να τα φέρει στο αρχικό κλειστό σχήμα τους και έτσι είναι απαραίτητη η δομική ακεραιότητά του. Επίσης, είναι σημαντική η γνώση του βαθμού της ελαστικής ανάκτησης καθώς θα πρέπει να ληφθεί υπόψη στην επέκταση του stent κατά τη τοποθέτηση στην αρτηρία και έτσι η τελική διάμετρος του stent πρέπει να είναι συνεπής με τη τελική διάμετρο της αρτηρίας. Το stent θα πρέπει να έχει ευέλικτη μορφή ώστε να καθοδηγηθεί στο σημείο της αρτηρίας που επιθυμούμε χωρίς να δημιουργεί πληγές στο εσωτερικό της αρτηρίας. Τα χαρακτηριστικά αυτά καθορίζονται από τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού, δηλαδή

το μέτρο ελαστικότητας (young modulus), το όριο διαρροής (yield strength), τη τελική αντοχή εφελκυσμού (tensile strength) και την παραμόρφωση (elongation). Ωστόσο, οι απαιτήσεις για τα μηχανικά χαρακτηριστικά του stent είναι σύνθετες. Για τη μείωση της ελαστικής ανάκτησης απαιτείται υψηλή τιμή του μέτρου ελαστικότητας και ένας συνδυασμός υψηλής αντοχής εφελκυσμού (>300 MPa) και χαμηλού ορίου διαρροής (200 MPa), ενώ για την αύξηση της ακτινικής αντοχής απαιτείται τόσο υψηλό όριο διαρροής όσο και υψηλή αντοχή εφελκυσμού. Επίσης, για την ευκολία πτύχωσης του stent στο μπαλονάκι και για την επέκτασή του επιθυμητό είναι ένα χαμηλό όριο διαρροής.



#### Εικόνα 4. Σχεδιαστικές απαιτήσεις των stent.

Το πάχος του πρέπει να είναι μικρότερο από 100 μικρόμετρα και να έχει ελάχιστη περίοδο διάβρωσης 3 με 6 μήνες. Τα υπάρχοντα εμπορικά κράματα μαγνησίου δε παρέχουν τα απαιτούμενα κριτήρια σχεδιασμού και έτσι οδηγούμαστε είτε στη δημιουργία νέων κραμάτων είτε στη προσθήκη κάποιας επίστρωσης. Η προστατευτική επικάλυψη πρέπει να είναι λεπτή χωρίς να προσθέτει επιπλέον πάχος και ταυτόχρονα στιβαρή για να αντέχει τις παραμορφώσεις. Όσο πιο πολύ ικανοποιούνται αυτά τα χαρακτηριστικά, τόσο καλύτερη θα είναι η απόδοση του stent. Παράγοντες όπως το υλικό, το σχήμα και η μέθοδος κατασκευής του stent επηρεάζουν τα χαρακτηριστικά αυτά. Το υλικό που επιλέγεται σε συνδυασμό με τη μέθοδο κατασκευής είναι υπεύθυνα για τη βιοσυμβατότητα και τη διάβρωση του stent. [3],[11]



## 2.3 Προσέγγιση κραμάτων μαγνησίου για τη δημιουργία stent

---

Τα βιοαπορροφήσιμα stent έχουν την ικανότητα να αποσυντίθενται και να διαλύονται στο σώμα. Αποτελούν μια πολλά υποσχόμενη και λιγότερο ανώδυνη επέμβαση λόγω της υψηλής συμβατότητάς τους με τον ανθρώπινο ιστό και της διάλυσής τους στα σωματικά υγρά. Ο σχεδιασμός και η κατασκευή τους αφορούν πτυχές όπως

- οι μηχανικές ιδιότητες
- συμπεριφορά στη διάβρωση
- βιοσυμβατότητα

Η επαναστένωση, δηλαδή η τάση του αρτηριακού τοιχώματος να επανέλθει στη προηγούμενη μορφή του παρά την εισαγωγή του stent, σχηματίζοντας θρόμβωση αποτελεί μία από τις κύριες ανησυχίες. Το χρονικό διάστημα εμφάνισής της είναι 3 με 6 μήνες από την εμφύτευση του stent και συγκεκριμένα ονομάζεται επαναστένωση του stent[12]. Για την αποφυγή της απαραίτητο είναι να βρεθούν τόσο υλικά συμβατά με το ανθρώπινο σώμα όσο και ο κατάλληλος σχεδιασμός. Έτσι, είναι απαραίτητη η έρευνα βιοσυμβατών κραμάτων και επιστρώσεων, που θα αποτρέπουν τη φλεγμονή και μετά από κάποιο ικανό χρονικό διάστημα θα διασπώνται στο ανθρώπινο σώμα. Επίσης, ανάλογα με τη φάση της αρτηρίας απαιτούνται άλλες ιδιότητες. Στη πρώτη φάση επαναγγείωσης της αρτηρίας, θα πρέπει τα stent να φέρουν καλή ιδιότητα παράδοσης (deliverability), ευελιξία, ολκιμότητα, ελάχιστη ελαστική ανάκτηση (recoil) και υψηλή ακτινική αντοχή. Στη δεύτερη φάση αποκατάστασης της φυσικής αγγειοκινητικής πρέπει να υποβαθμίζεται η δομική τους ακεραιότητα με την απώλεια της ακτινικής αντοχής. Τέλος, το εμφύτευμα πρέπει να εξαφανιστεί καλοηθώς. Έχουν προταθεί βιοαποικοδομήσιμα stent τόσο από πολυμερή όσο και από κράματα μαγνησίου. Τα πολυμερή έχουν χαμηλές μηχανικές ιδιότητες και έτσι δεν μπορούν να αντέξουν τη φυσική συστολή του αιμοφόρου αγγείου. Τα κράματα μαγνησίου αντιθέτως έχουν πολύ υψηλότερες μηχανικές ιδιότητες από τα πολυμερή, αλλά διαλύονται πολύ γρήγορα στο ανθρώπινο σώμα[9]. Το μαγνήσιο είναι συμβατό με τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος, καθιστώντας τα κράματά του μια καλή επιλογή για τη δημιουργία stent. Επίσης, έχει χαμηλή αντοχή σε διάβρωση και πολύ καλή βιοσυμβατότητα τόσο αυτό όσο και τα προϊόντα αντιδράσεων διάβρωσης του.

Ποικιλία κραμάτων μαγνησίου βρίσκονται σε μορφή ράβδων ή πλακών και περιλαμβάνουν στοιχεία όπως αλουμίνιο (Al), ψευδάργυρος (Zn), μαγγάνιο (Mn) και σπάνια μέταλλα. Οι μηχανικές ιδιότητες επηρεάζονται από τα κραματικά στοιχεία και από τη διαδικασία μορφοποίησής [13].

## 2.4 Ανισοτροπία Μετάλλων

---

Η ανισοτροπία συναντάται και ως κατευθυντικότητα και οι τιμές των ιδιοτήτων του υλικού ποικίλουν ανάλογα τη κατεύθυνση που αυτές μετρώνται. Οι κύριες πηγές στις οποίες οφείλεται η ύπαρξη της είναι ο κρυσταλλογραφικός προσανατολισμός και η μικροδομή, τα οποία συνήθως συνυπάρχουν σε ένα υλικό [14]. Αν και δε θα έπρεπε να εμφανίζεται ανισοτροπία στα πολυκρυσταλλικά υλικά εξαιτίας της ύπαρξης πολλών και τυχαίων προσανατολισμό των κόκκων τους, ωστόσο λόγω των κατεργασιών διαμόρφωσης εμφανίζουν προτιμητέους προσανατολισμούς. Έτσι λέμε ότι τα μέταλλα παρουσιάζουν υφή παραμορφώσεως. Ακόμα, όταν το μέταλλο μετά τη ψυχρή κατεργασία υποστεί ανόπτηση και ανακρυσταλλωθεί, οι κόκκοι που προκύπτουν εμφανίζουν και αυτοί υφή που συχνά είναι ισχυρότερη από την υφή παραμορφώσεως. Και στις δύο περιπτώσεις, προκύπτει ανισοτροπία στο μέταλλο, μεταβάλλοντας τις μηχανικές και φυσικές ιδιότητες ανάλογα με τη διεύθυνση [15].

## 2.5 Υφή (Texture)

---

### 2.5.1 Υφή παραμορφώσεως

Όπως σε έναν μονοκρύσταλλο, έτσι και στους πολυκρυστάλλους κατά τον εφελκυσμό οι κρύσταλλοι περιστρέφονται. Οι περιστροφές έχουν ως αποτέλεσμα να αναπτύσσονται προτιμητέοι προσανατολισμοί και υφή. Ανάλογα τη κρυσταλλική δομή και το εντατικό πεδίο της κάθε κατεργασίας που αναπτύσσεται στο υλικό κατά τη διαμόρφωση του μετάλλου σχηματίζεται το είδος της υφής. Γενικά, εντοπίζουμε την

ινώδη υφή η οποία σχηματίζεται μέσω των μονοαξονικών κατεργασιών και την υφή ελάσεως που σχηματίζεται από επίπεδες κατεργασίες. Στο πρώτο είδος υφής, της ινώδους, οι κόκκοι επιμηκύνονται κατά τη διεύθυνση που λαμβάνει χώρα η κατεργασία. Μάλιστα, στα μέταλλα του HCP το βασικό επίπεδο περιστρέφεται μέχρι να γίνει παράλληλο με τον άξονα της κατεργασίας ο οποίος και συμπίπτει με την διεύθυνση  $\langle 10\bar{1}0 \rangle$ . Αντιθέτως, η υφή ελάσεως περιλαμβάνει τόσο κρυσταλλογραφική διεύθυνση παράλληλη στο επίπεδο της έλασης, όσο και ένα επίπεδο παράλληλο στο επίπεδο της έλασης. Με αυτό τον τρόπο, το βασικό επίπεδο  $\{0001\}$  των μετάλλων HCP προσανατολίζεται παράλληλα στο επίπεδο ελάσεως και η πυκνή διεύθυνση  $\langle 11\bar{2}0 \rangle$  γίνεται παράλληλη με τη διεύθυνση ελάσεως.

### 2.5.2 Υφή ανακρυσταλλώσεως

Λόγω της διαφορετικής κινητικότητας των συνόρων των κόκκων, δεν αναπτύσσονται όλοι οι νέοι κόκκοι με την ίδια ταχύτητα. Αυτό έχει ως επακόλουθο την ανάπτυξη συγκεκριμένων προσανατολισμών, αποκτώντας υφή ανακρυσταλλώσεως. Η υφή αυτή εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την υφή παραμορφώσεως που έχει σχηματιστεί προηγουμένως κατά τη ψυχρή διαμόρφωση.

### 2.5.3 Επίδραση της υφής

Όπως έχει τονιστεί, ο σχηματισμός της υφής προκαλεί ανισοτροπία στα μέταλλα και στα κράματά τους. Η ανισοτροπία αν και υποβαθμίζει τη διαμορφωσιμότητα, εντούτοις με τη κατάλληλη υφή μπορεί καταστήσει ένα υλικό ισχυρότερο σε μια επιθυμητή διεύθυνση από ένα άλλο που δεν έχει σχηματίσει υφή. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής της περίπτωσης αποτελεί το μαγνήσιο το οποίο έχει δομή HCP. Η υφή ελάσεως είναι η  $(0001)\langle 11\bar{2}0 \rangle$ , δηλαδή το βασικό επίπεδο συμπίπτει με το επίπεδο ελάσεως και ταυτόχρονα οι πυκνές διευθύνσεις βρίσκονται πάνω στο επίπεδο ελάσεως. Οι μετατοπίσεις θα λάβουν μέρος στο επίπεδο ελάσεως κατά τον εφελκυσμό και το έλασμα θα παρουσιάσει αυξημένη αντοχή, λόγω της αυξημένης αντίστασης στη διεύθυνση του πάχους. [15]

## 2.6 Ποσοτική περιγραφή ιδιοτήτων πολυκρυστάλλων

Οι ιδιότητες των πολυκρυστάλλων ορίζονται ως η μέση τιμή των μεμονωμένων κρυστάλλων αναλόγως με τη συχνότητα που εμφανίζονται. Η δυσκολία στον υπολογισμό έγκειται στο ότι πρέπει να λάβουμε υπ' όψιν την αλληλεπίδραση των κρυστάλλων μεταξύ τους. Η πιο απλή υπόθεση, θεωρεί τους κρυστάλλους ελεύθερους και ανεξάρτητους και παρέχει το χαμηλότερο όριο τιμής των ιδιοτήτων ενός πολυκρυστάλλου. Το άνω όριο απευθύνεται σε μια σταθερή καταπόνηση όλων των κρυστάλλων.

Παρακάτω παρουσιάζεται πίνακας (βλ. Πίνακας 4) από τη βιβλιογραφία για τη τιμή του μέτρου ελαστικότητας σε κοινά μέταλλα.

**Πίνακας 4. Διευθύνσεις και τιμές μέτρου ελαστικότητας σε κοινά μέταλλα. [14]**

Υλικό	Κύρια διεύθυνση	$E_{max}$	Λιγότερο κύρια διεύθυνση	$E_{min}$	$E_{max}/E_{min}$
Ανοξείδωτος χάλυβας (fcc)	<111>	297	<100>	101	2,94
Αλουμίνιο(fcc)	<111>	84	<100>	64	1,31
Χαλκός(fcc)	<111>	190	<100>	67	2,84
Μαγνήσιο(hcp)	<0001>	50,8	<hki0>	45,5	1,12
Ψευδάργυρος(hcp)	<hki0>	124	<0001>	36,3	3,42
Τιτάνιο(hcp)	<0001>	146	<hki0>	104	1,40

## 2.7 Ανισοτροπία σε δομή HCP

Στα μέταλλα εξαγωνικής δομής η ανισοτροπία στην αντοχή είναι ιδιαίτερα έντονη. Υπάρχουν λιγότερα ισοδύναμα κρυσταλλογραφικά επίπεδα ολίσθησης (3 βασικά, 3 πρισματικά και 6 σε σχήμα πυραμίδας αλλά όχι όλα ανεξάρτητα) και αυτά μπορεί να μην είναι προσανατολισμένα κατάλληλα για ολίσθηση. Επίσης, οι κρίσιμες τιμές διάτμησης για ολίσθηση ποικίλουν. Στο μαγνήσιο, η κρίσιμη τιμή για πρισματική ολίσθηση είναι 4 φορές μεγαλύτερη από αυτή της βασικής ολίσθησης. Ακόμα,

σημαντικό ρόλο διαδραματίζει η διδυμιακή παραμόρφωση στην πλαστικότητα για τις εξαγωνικές δομές των μετάλλων [15].

## **2.8 Μηχανική Παραμόρφωση**

---

Η απόκριση των μετάλλων στις μηχανικές καταπονήσεις όπου τα άτομα θεωρούνται ακίνητα, μπορούν να παράγουν τους παρακάτω μηχανισμούς παραμόρφωσης:

- α. Ολίσθηση
- β. Διδυμιακή παραμόρφωση και
- γ. Μαρτενσιτικούς μετασχηματισμούς φάσης

### **2.8.1 Ολίσθηση**

Πρόκειται για μια ανομοιογενή παραμόρφωση λόγω της επίπεδης διάτμησης. Η πλαστική παραμόρφωση πραγματοποιείται με ολίσθηση των αταξιών στο επίπεδο ολίσθησης. Όταν η διατμητική τάση που ασκείται λάβει μία κρίσιμη τιμή, ενεργοποιείται μια αταξία. Επίσης, η κρίσιμη αυτή τάση είναι ανεξάρτητη της διεύθυνσης της κίνησης της αταξίας.

### **2.8.2 Διδυμιακή παραμόρφωση**

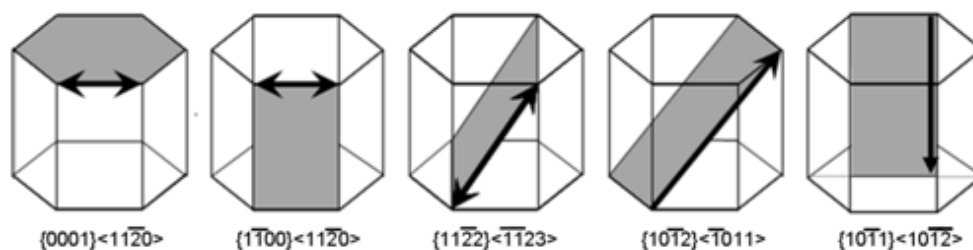
Οι μεταλλικοί κρύσταλλοι πέρα της ανομοιογενούς παραμόρφωσης με ολίσθηση μπορούν να παραμορφωθούν με ομογενή διάτμηση, σχηματίζοντας έτσι τις διδυμίες. Η διδυμιακή παραμόρφωση περιλαμβάνει τη συνεργατική μετατόπιση ατόμων και κάθε άτομο μετακινείται κατά ένα κλάσμα της ενδοατομικής απόστασης. Η κρυσταλλική δομή δε μεταβάλλεται, ενώ αλλάζει μόνο ο προσανατολισμός του κρυστάλλου. Επιπρόσθετα, η διδυμιακή παραμόρφωση είναι επακόλουθο μικρότερων μετατοπίσεων που πραγματοποιούνται σε διαδοχικά επίπεδα του πλέγματος. Μια κατάσταση διδυμιακής παραμόρφωσης μπορεί να ενεργοποιηθεί είτε κάτω από εφελκυσμό είτε κάτω από θλίψη (όχι και τα δύο) και εξαρτάται από την ατομική δομή. Αποτελεί τον δεύτερο πιο σημαντικό μηχανισμό πλαστικής παραμόρφωσης των μετάλλων μετά την

ολίσθηση. Στη περίπτωση των μετάλλων με χαμηλή συμμετρία της κρυσταλλικής δομής όπως είναι η πυκνή εξαγωνική δομή (HCP) αποτελεί τον βασικό μηχανισμό παραμόρφωσης.

Ένα πολυκρυσταλλικό υλικό για να υποβληθεί σε γενική ομοιογενή παραμόρφωση χωρίς να παράγει ρωγμές απαιτούνται 5 ανεξάρτητα συστήματα ολίσθησης. Τα πιο κοινά διανύσματα Burgers σε μέταλλα με HCP κρυσταλλική δομή είναι το  $a$  και το  $c+a$  και έχει πιθανά συστήματα ολίσθησης τα παρακάτω (βλ. Πίνακας 5, Εικόνα 5), ενώ το πιο σημαντικό από αυτά είναι το  $\{10\bar{1}2\} \langle 10\bar{1}1 \rangle$ . [16]

**Πίνακας 5. Επίπεδα και διευθύνσεις ολίσθησης μετάλλων δομής HCP [16]**

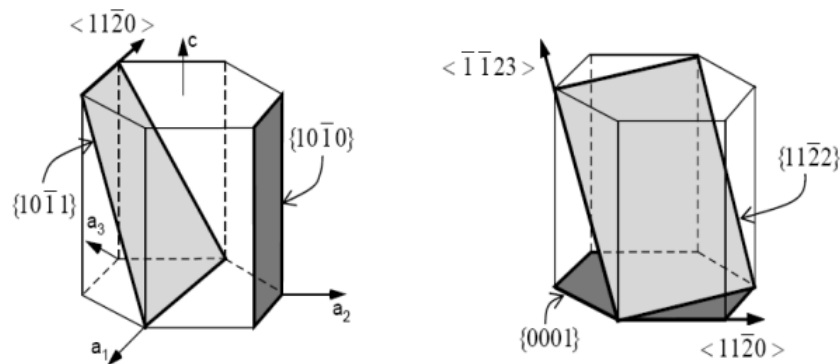
Διάνυσμα Burgers	Επίπεδο ολίσθησης	Διεύθυνση ολίσθησης	# συστημάτων ολίσθησης	
			Συνολικά	Ανεξάρτητα
$\langle a \rangle$	Βασικό $\{0001\}$	$\langle 11\bar{2}0 \rangle$	3	2
$\langle a \rangle$	Πρισματικό $\{10\bar{1}0\}$	$\langle 11\bar{2}0 \rangle$	3	2
$\langle a \rangle$	Πυραμιδικό $\{11\bar{2}0\}$	$\langle 11\bar{2}0 \rangle$	6	4
$\langle c+a \rangle$	Πυραμιδικό $\{11\bar{2}2\}$	$\langle \bar{1}123 \rangle$	6	5



**Εικόνα 5. Πιθανά συστήματα ολίσθησης σε εξαγωνική δομή [16]**

### 2.8.3 Διδυμακή Παραμόρφωση σε κράματα μαγνησίου

Παρά τις εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων μαγνησίου υστερούν σημαντικά στη διαμόρφωσή τους εν ψυχρώ λόγω των περιορισμένων διαθέσιμων επιπέδων ολίσθησης, περιορίζοντας έτσι τις εφαρμογές τους [17]. Τα πιθανά συστήματα ολίσθησης των κραμάτων μαγνησίου σε θερμοκρασία δωματίου απεικονίζονται στην Εικόνα 6.



**Εικόνα 6. Πιθανά συστήματα ολίσθησης για τα κράματα μαγνησίου [16]**

Η παραμόρφωση με διδυμίες έχει μελετηθεί ευρέως για υλικά όπως το μαγνήσιο και αντίστοιχα τα κράματά του. Παράγοντες, όπως η αρχική υφή, το μέγεθος των κόκκων, ο ρυθμός παραμόρφωσης και η θερμοκρασία, έχουν μεγάλη επιρροή στη συμπεριφορά του μηχανισμού. Βάση μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν σε μονοκρυστάλλους μαγνησίου, η κρίσιμη διατμητική τάση είναι ιδιαίτερα ανισότροπη σε θερμοκρασία περιβάλλοντος. Οι αναφερόμενες τιμές της στη βασική ολίσθηση καθαρού μαγνησίου είναι περίπου 0.5 MPa. Η βασική ολίσθηση είναι περίπου το 1/100 από εκείνη των άλλων συστημάτων ολίσθησης σε θερμοκρασία δωματίου, δηλαδή δύο τάξεις μεγέθους χαμηλότερη. Αυτό υποδεικνύει ότι η βασική ολίσθηση πραγματοποιείται με σημαντική ευκολία συγκριτικά με τα υπόλοιπα συστήματα.

Στην περίπτωση μονοκρυστάλλου μαγνησίου, κυριαρχεί ο μηχανισμός της βασικής ολίσθησης σε θερμοκρασία δωματίου. Ωστόσο, στους πολυκρυστάλλους υπάρχουν περιορισμοί στους γειτονικούς κόκκους. Με τη βασική ολίσθηση στους πολυκρυστάλλους μόνο δύο ανεξάρτητα συστήματα ολίσθησης είναι διαθέσιμα από τα αναγκαία πέντε, προκαλώντας έτσι μια ασυμβατότητα στα όρια των κόκκων. Στη περίπτωση που τα όρια των κόκκων είναι αρκετά ισχυρά, όπως συμβαίνει στα

περισσότερα κράματα μαγνησίου, για τη διατήρηση της συμβατότητας παραμόρφωσης στα όρια των κόκκων προκύπτει επιπλέον τάση. Αυτή η τάση συμβατότητας έμμεσα ενεργοποιεί τη μη βασική ολίσθηση και τη διδυμιακή παραμόρφωση. Ο συνδυασμός βασικής και πρισματικής ολίσθησης έχει την ικανότητα να παρέχει τέσσερα ανεξάρτητα συστήματα ολίσθησης. Τον ίδιο αριθμό συστημάτων ολίσθησης είναι ικανή να παρέχει μόνη της η πυραμιδική ολίσθηση, η οποία ωστόσο είναι δύσκολο να ενεργοποιηθεί σε χαμηλές θερμοκρασίες εξαιτίας της υψηλής τιμής της κρίσιμης διατμητικής τάσης που αυτή κατέχει. Η ενεργοποίηση της διδυμιακής παραμόρφωσης παρέχει το απαιτούμενο πέμπτο ανεξάρτητο σύστημα για ομοιογενή πλαστική παραμόρφωση [15],[16][18].

## 2.9 Μηχανικές Ιδιότητες

---

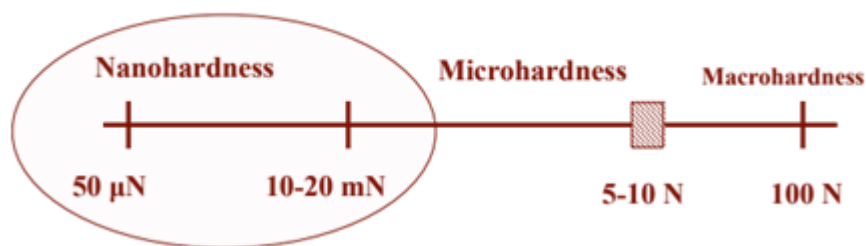
### 2.9.1 Σκληρότητα

Η σκληρότητα ενός υλικού ορίζεται ως το μέτρο της αντίστασης σε μια μόνιμη αλλαγή σχήματος όταν εφαρμόζεται σε αυτό μια σταθερή θλιπτική δύναμη. Απλούστερα είναι ο λόγος του επιβαλλόμενου φορτίου προς το εμβαδόν του ίχνους. Στα μέταλλα, στα κεραμικά και στα περισσότερα πολυμερή η σκληρότητα σχετίζεται με τη πλαστική παραμόρφωση της επιφάνειας τους[19].

Στις περισσότερες περιπτώσεις η σκληρότητα του υλικού που εξετάζεται προσδιορίζεται με τη διείδυση ενός σκληρότερου διεισδυτή, ο οποίος είναι συνήθως διαμάντι [20].

Ανάλογα με τις δυνάμεις (φορτία) που εφαρμόζονται (Εικόνα 7) και τις προκύπτουσες μετατοπίσεις του διεισδυτή στο προς εξέταση δείγμα, διακρίνουμε τη μακροσκληρότητα, τη μικροσκληρότητα και τη νανοσκληρότητα [19], [21].





**Εικόνα 7. Κλίμακα σκληρότητας[19]**

### 2.9.1.1 Σκληρότητα

Η μέτρηση της μακρο σκληρότητας των υλικών είναι μια γρήγορη και απλή μέθοδος, ενώ χρησιμοποιείται για τον ποιοτικό έλεγχο των διαδικασιών επιφανειακής κατεργασίας. Ωστόσο, όταν το ενδιαφέρον στρέφεται σε επιφανειακές ιδιότητες, το βάθος διείσδυσης της μακρο-σκληρότητας δεν είναι κατάλληλο για τις διαστάσεις των επιφανειών [19].

### 2.9.1.2 Μικροσκληρότητα

Η μέτρηση της μικροσκληρότητας ανήκει στις στατικές μεθόδους μέτρησης. Η βασική αρχή έγκειται στην άσκηση ενός συγκεκριμένου φορτίου από τον διεισδυτή για ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, δημιουργώντας έτσι ένα αποτύπωμα στο υλικό. Ανάλογα τη γεωμετρία του διεισδυτή, το υλικό και το φορτίο διείσδυσης, έχουν αναπτυχθεί διάφοροι υπολογιστικοί μέθοδοι μέτρησης. Γενικότερα, η τιμή της μικροσκληρότητας προκύπτει διαιρώντας το επιβαλλόμενο φορτίο διείσδυσης με το εμβαδόν της επιφάνειας του εντυπώματος. Τα φορτία διείσδυσης κυμαίνονται από 1 gr έως 1 Kgr αναλόγως τη μέθοδο, ενώ οι πιο συνήθεις μεθόδους μικροσκληρομέτρησης είναι οι Vickers και Knoop[19].

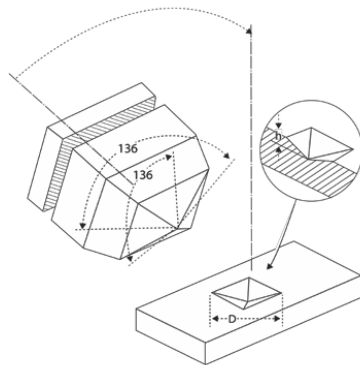
### Vickers

Είναι ιδιαίτερα αξιόπιστη μέθοδος και χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις όπου τα δοκίμια είτε είναι λεπτά και από πολύ σκληρό υλικό είτε έχουν υποστεί κάποια επιφανειακή θερμική κατεργασία με αποτέλεσμα η επιφάνειά τους να είναι πολύ σκληρή. Για την

επιβολή του φορτίου στο δοκίμιο απαιτείται πολύ καλή λείανση. Το σχήμα του αδαμάντινου διεισδυτή είναι κανονικής τετραγωνικής πυραμίδας με γωνία απέναντι εδρών 136 μοιρών και οι τιμές του φορτίου κυμαίνονται από 1gr έως 1 Kgr με χρόνο εφαρμογής 10 με 15 δευτερόλεπτα. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του διεισδυτή Vickers απεικονίζονται στην Εικόνα 8. Η τιμή σκληρότητας κατά Vickers υπολογίζεται από τον τύπο:

$$HV = 1,854 \times \frac{F}{D^2}, \quad (1)$$

όπου F το φορτίο εφαρμογής σε Kgr και  $D^2$  η επιφάνεια του αποτυπώματος σε  $\text{mm}^2$ .



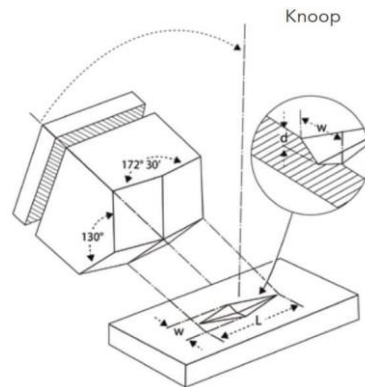
**Εικόνα 8. Γεωμετρία διεισδυτή και αποτυπώματος Vickers[22]**

### **Κνοορ**

Ονομάζεται σχετική μικροσκληρότητα του υλικού και προτάθηκε το 1939 από τον F. Κνοορ. Εφαρμόζονται μικρά φορτία από 10 gr έως 1Kgr. Ο διεισδυτής Κνοορ έχει πυραμυδοειδή μορφή. Η διαδικασία αυτή είναι παρόμοια με τη Vickers αλλά απαιτεί μεγαλύτερη ακρίβεια στα όργανα μέτρησης του βάθους λόγω των μικρών διαστάσεων του αποτυπώματος. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του διεισδυτή Κνοορ απεικονίζονται στην Εικόνα 9. Ο μαθηματικός τύπος υπολογισμού της σκληρότητας κατά Κνοορ είναι:

$$HK = 14,229 \times \frac{F}{D^2} \quad (2)$$

όπου F το φορτίο εφαρμογής σε Kgr και  $D^2$  η επιφάνεια του αποτυπώματος σε  $mm^2$ .



**Εικόνα 9. Γεωμετρία διεισδυτή και αποτυπώματος Knoop[23]**

### 2.9.1.3 Νανοδιεισδύσεις

Η νανοδιείσδυση ή αλλιώς νανοσκληρομέτρηση ανήκει στις πιο διαδεδομένες τεχνικές μέτρησης των μηχανικών ιδιοτήτων λεπτών υμενίων και γενικότερα νανοδομημένων υλικών. Χρησιμοποιούνται μικρά φορτία και ακίδες των οποίων οι μηχανικές ιδιότητες είναι γνωστές, έτσι ώστε η περιοχή διείσδυσης να είναι μόνο λίγα τετραγωνικά μικρόμετρα φτάνοντας σε κάποιες περιπτώσεις και τα νανόμετρα. Καθώς η ακίδα διεισδύει στο δοκίμιο το φορτίο που εφαρμόζεται σε αυτή, αυξάνεται έως ότου φτάσει τη τιμή που έχει ορίσει ο χρήστης. Στη τιμή αυτή, το φορτίο μπορεί να είναι σταθερό για κάποιο χρονικό διάστημα και να αφαιρεθεί. Καθ' όλη τη διάρκεια διείσδυσης καταγράφονται συνεχώς η δύναμη και το βάθος που προκύπτει, τόσο κατά τη διείσδυση της ακίδας (φόρτιση) όσο και κατά την έξοδό της από την εξεταζόμενη επιφάνεια (αποφόρτιση). Το μέγιστο και το εναπομένον βάθος διείσδυσης χαρακτηρίζουν τη σκληρότητα και την ολκιμότητα αντίστοιχα, του υλικού[19].

Η νανο διείσδυση αναφέρεται σε βάθος μικρότερο των 50 nm ή ισοδύναμα η διάμετρος της εσοχής μικρότερη των 150 nm. Με στόχο επίτευξης μικρών βαθών διείσδυσης, η εφαρμοζόμενη δύναμη από τον εισβολέα θα πρέπει να είναι της κλίμακας 0,1-100 mN.

Ο εισβολέας που χρησιμοποιείται είναι πάντα διαμάντι Berkovitch. Έχει μυτερό σχήμα, αποτελείται από τρεις όμοιες τριγωνικές πλευρές, σχηματίζοντας πυραμίδα, είναι πιο αιχμηρός και εισχωρεί βαθύτερα. Τα χαρακτηριστικά του διεισδυτή Berkovitch

παρουσιάζονται στην Εικόνα 10, Μάλιστα στη βιβλιογραφία αναφέρεται πως η μέση μετατόπιση του Κνοορ είναι 69% από αυτή του Berkovitch[25].

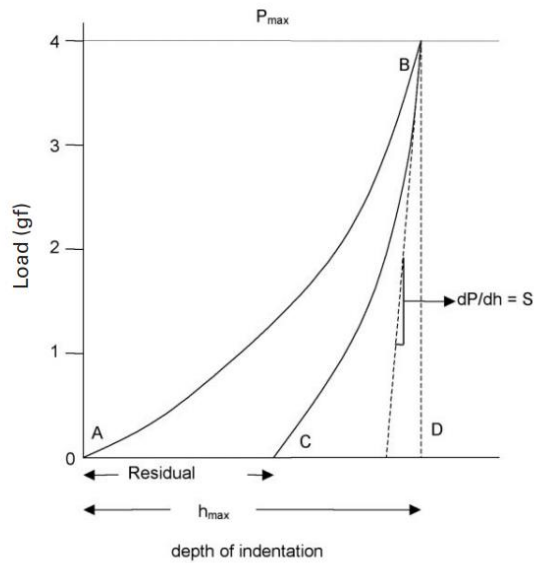
Feature	Size	Berkovich indenter
Semi-angle ( $\alpha$ )	65.3 (Degree)	
Apex half angle ( $\theta$ )	76.9 (Degree)	
Tip radius	200 (nm)	
Height (h)	1 ( $\mu\text{m}$ )	
Base length (L)	7.52 ( $\mu\text{m}$ )	

**Εικόνα 10. Χαρακτηριστικά διεισδυτή Berkovitch[24]**

Για τη σωστή αξιολόγηση των αποτελεσμάτων ιδιαίτερη σημασία έχει η γνώση της ακριβούς γεωμετρίας της αιχμής του εισβολέα. Ακόμα και μία μικρή απόκλιση από την ιδανική γεωμετρία μπορεί να οδηγήσει σε μεγάλο σφάλμα κατά την εκτίμηση των μηχανικών ιδιοτήτων. Για το λόγο αυτό έχουν δημιουργηθεί κατάλληλες διαδικασίες βαθμονόμησης, λαμβάνοντας υπόψη την απόκλιση της πραγματικής μορφής από την ιδανική.

Η τυπική νανο σκληρομέτρηση περιλαμβάνει τα στάδια, της φόρτισης και της αποφόρτισης. Κατά τη διάρκεια της φόρτισης εφαρμόζεται σταδιακά η δύναμη στον αδαμάντινο εισβολέα και καθώς αυτός διεισδύει στο εξεταζόμενο δοκίμιο γίνεται καταγραφή του βάθους. Κατά την αποφόρτιση, παραμένει ένα εναπομένον βάθος, λόγω πλαστικής παραμόρφωσης. Το βάθος αυτό εξαρτάται από τις ιδιότητες του υλικού, το μέγεθος της εφαρμοζόμενης δύναμης και τη γεωμετρία του εισβολέα.

Όπως βλέπουμε (βλ. Εικόνα 11) και στη καμπύλη το τμήμα AB αντιπροσωπεύει την επιβαλλόμενη δύναμη ως προς το βάθος διείσδυσης κατά τη φόρτιση. Στο σημείο B δε μπορεί να πραγματοποιηθεί περαιτέρω διείσδυση καθώς έχει φτάσει στο μέγιστο φορτίο και στο μέγιστο βάθος. Έπειτα, ο εισβολέας απομακρύνεται έως ότου η δύναμη αποφόρτισης μηδενιστεί και στο σημείο αυτό μετρείται το τελικό βάθος. Αφού πραγματοποιηθεί η αποφόρτιση έχουμε μια ελαστική ανάκτηση και η κλίση της άνω καμπύλης αποφόρτισης ονομάζεται ελαστική δυσκαμψία επαφής[20],[26].



**Εικόνα 11. Σκαρίφημα της διαδικασίας νανοδιείσδυσης(δεξιά) και διάγραμμα νανοσκληρομέτρησης (αριστερά)[20][26]**

Η σκληρότητα υπό το φορτίο διείσδυσης περιλαμβάνει τόσο πλαστικές όσο και ελαστικές παραμορφώσεις. Από τις μετρήσεις της καμπύλης φόρτισης - βάθους διείσδυσης κατά τη διάρκεια της φόρτισης υπολογίζεται η σκληρότητα και μπορεί να προσδιοριστεί με δύο τρόπους.

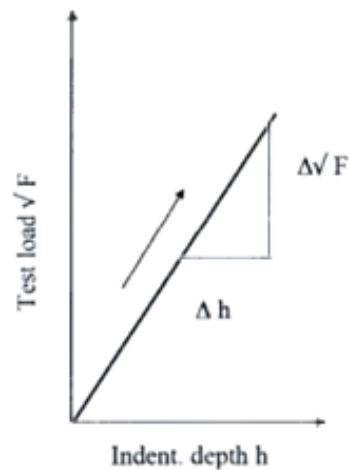
- ❖ Βάση του φορτίου και της αντίστοιχης επιφάνειας, με την εφαρμογή της σχέσης:

$$HU = \frac{\text{Φορτίο διείσδυσης}}{\text{Επιφάνεια αποτυπώματος}} = \frac{F}{h(A)} \text{ με } \frac{(A)}{h^2} = 26,44 \quad (3)$$

- ❖ Βάση της κλίσης της καμπύλης βάθους διείσδυσης-τετραγωνικής ρίζας φόρτισης, χρησιμοποιώντας τη σχέση:

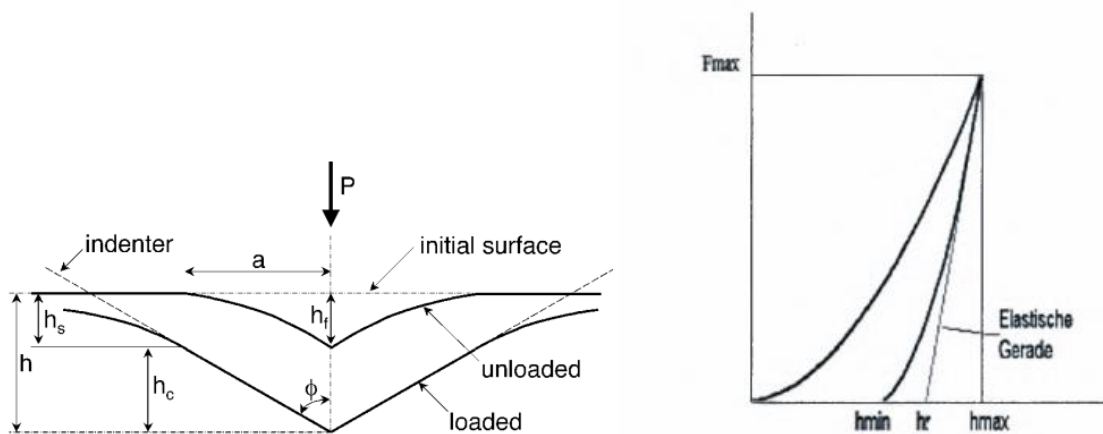
$$HU = \frac{1}{m^2 \frac{A(h)}{h^2}} \text{ με } \frac{A(h)}{h^2} = 26,44 \quad (4)$$

Για ομογενή υλικά (στην επιφάνεια η ανομοιογένεια είναι πολύ μικρή σε σχέση με το βάθος διείσδυσης), εφαρμόζεται η σχέση  $h = m\sqrt{F}$ , όπου F το φορτίο και h το βάθος διείσδυσης. Για τον προσδιορισμό της κλίσης της καμπύλης m τίθεται απαραίτητη η δημιουργία του παρακάτω διαγράμματος (βλ. Εικόνα 12) και οι τιμές που λαμβάνονται για τον προσδιορισμό του m ανήκουν στο 40%-90% του μέγιστου φορτίου. [26]



**Εικόνα 12. Τυπικό διάγραμμα τετραγωνικής ρίζας φόρτισης και βάθους διείσδυσης[26]**

Βάση του μόνιμου αποτυπώματος που δημιουργείται μετά την αποφόρτιση, μπορεί να προσδιοριστεί μία τιμή σκληρότητας από την καμπύλη φορτίου-βάθους διείσδυσης, παρόμοια με την κλασσική στατική μέθοδο μέτρησης σκληρότητας. Για τον υπολογισμό αυτής της σκληρότητας χρησιμοποιείται το βάθος αποτυπώματος  $h_r$  το οποίο προκύπτει μετά την αποφόρτιση, ενώ για τον προσδιορισμό του  $h_r$  φέρουμε μια εφαπτομένη στο ανώτερο γραμμικό μέρος της καμπύλης κατά το στάδιο της αποφόρτισης. Το σημείο τομής της εφαπτομένης με τον άξονα του βάθους διείσδυσης ορίζει το βάθος  $h_r$ , όπως φαίνεται και στο διάγραμμα της Εικόνας 13[27].



**Εικόνα 13. Διάγραμμα βάθος αποτυπώματος-φορτίου (αριστερά) και σκαρίφημα αποτυπώματος πριν και μετά τη φόρτιση (δεξιά) [27]**

Έχει διαπιστωθεί ότι η σκληρότητα που έχει προσδιοριστεί από το  $h_r$  του μόνιμου αποτυπώματος είναι μεγαλύτερη από τη σκληρότητα που υπολογίστηκε από τη μόνιμη διαγώνιο, δηλαδή ισχύει ότι  $HU < HU_{PLAST}$ , όπου  $HU_{PLAST} = \frac{F_{MAX}}{A(h_r)}$ .

$F_{MAX}$ , η μέγιστη φόρτιση διείδυσης

$A(h_r)$ , η επιφάνεια αποτυπώματος μετά την ελαστική επαναφορά

## 2.9.2 Τεχνικές προσδιορισμού μέτρου ελαστικότητας

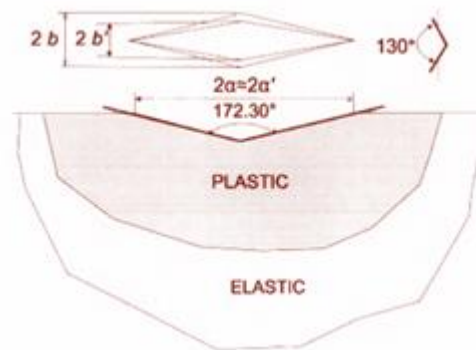
### 2.9.2.1 Μεθοδολογία Marshall

Ο Marshall το 1982 περιέγραψε μια μέθοδο που βασίζεται στη μέτρηση της ελαστικής επαναφοράς των διαστάσεων των διειδυτών Κνοορ. Από τη γεωμετρία του διειδυτή ορίζεται ο λόγος  $a/b = 7,11$  κατά τη πλήρη φόρτιση. Ωστόσο, κατά την αποφόρτιση το μήκος της μικρότερης διαγωνίου μειώνεται κατά την ελαστική επαναφορά, ενώ δεν επηρεάζεται η μεγαλύτερη διαγώνιος (βλ. Εικόνα 14). Ο λόγος σκληρότητας-μέτρου ελαστικότητας ορίζει το μέγεθος της επαναφοράς. Η επαναφορά είναι μεγαλύτερη σε ελαστικά υλικά (υψηλό  $H/E$ ) και μηδενική σε άκαμπτα υλικά (χαμηλό  $H/E$ ).

Η μείωση του μήκους των διαγωνίων του αποτυπώματος που προκαλείται από την ελαστική επαναφορά του υλικού μπορεί να συσχετιστεί με το λόγο  $H/E$  βάση της ακόλουθης σχέσης [28]:

$$\frac{b'}{a'} = \frac{b}{a} - \alpha_i \frac{H}{E} \quad (5)$$

Όπου  $b/a$  είναι ο λόγος των διαστάσεων των διαγωνίων  $a$  και  $b$  στο στάδιο της πλήρους φόρτισης και δίνεται από τη σταθερή τιμή 0,140646. Ο λόγος  $b'/a'$  είναι ο λόγος των μεταβληθέντων διαγωνίων μετά την πλήρη επαναφορά του υλικού. Ο συντελεστής  $\alpha_i$  λαμβάνει τις τιμές  $\alpha_1=0,34$  ,  $\alpha_2=0,45$ ,  $\alpha_3=1,5$ . Οι τιμές  $\alpha_1$  και  $\alpha_2$  προσδιορίστηκαν πειραματικά και η  $\alpha_3$  βασίζεται σε αποτύπωμα ελλειπτικού σχήματος[26].



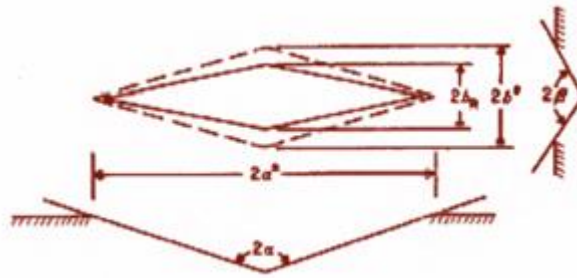
**Εικόνα 14. Αποτύπωμα διείδυσης Κνοορ με ελαστική επαναφορά της μικρής διαγωνίου[26]**

### 2.9.2.2 Μεθοδολογία Conway

Ελαστο-πλαστική παραμόρφωση παρουσιάζεται κατά τη φόρτιση του δοκιμίου κοντά στο αποτύπωμα με αποτέλεσμα να προκύπτουν στη μέγιστη φόρτιση διείδυσης  $P^*$  οι χαρακτηριστικές διαστάσεις  $2a^*$  και  $2b^*$ . Η ελαστική επαναφορά πραγματοποιείται κατά την αποφόρτιση κατά το μήκος της μικρής διαγωνίου και προκύπτει με αυτό τον τρόπο η διάσταση του εναπομένοντος αποτυπώματος  $2b_R$  (βλ. Εικόνα 15) . Στη διάσταση της μεγάλης διαγωνίου κατά την αποφόρτιση παρουσιάζονται μικρές αλλαγές. Η προβαλλόμενη επιφάνεια κατά τη διείδυση είναι  $A_p=2a^*b$  και η μέση πίεση επαφής  $p_0=P/2a^*b$  όπου  $P$  η φόρτιση επαφής. Υιοθετώντας τον συμβολισμό των Lawn και Howns ,  $a=7,11b$  και  $p_0=H$  κατά τη φόρτιση έχουμε:

$$P = 14,22 \cdot b_H^2 \quad (6)$$





**Εικόνα 15. Αποτύπωμα διείσδυσης Κνοορ με ελαστική επαναφορά της μικρής διαγωνίου για τη μεθοδολογία Conway[26]**

Στη σχέση αυτή αγνοήθηκαν οι κοιλότητες που προέκυψαν κατά τη πλαστική παραμόρφωση κοντά στη ζώνη επαφής. Η μέση πίεση επαφής που συνδέεται με την άκαμπτη γωνία επαφής  $\gamma$  κατά την ελαστική φόρτιση ή αποφόρτιση προσδιορίζεται ως:

$$p_m = \frac{E \times \cot\gamma}{2(1 - \nu^2)} \quad (7)$$

Όπου  $E$  το μέτρο ελαστικότητας και  $\nu$  ο λόγος Poisson του υλικού διείσδυσης και  $\gamma = (\alpha + \beta)/2$  η μέση γωνία του διεισδυτή Κνοορ.

Η ελαστική φόρτιση γενικά περιγράφεται από τη σχέση:

$$P_E = \left[ \left( \frac{14,22E}{2(1 - \nu^2)} \right) \cot\gamma \right] b_E^2 \quad (8)$$

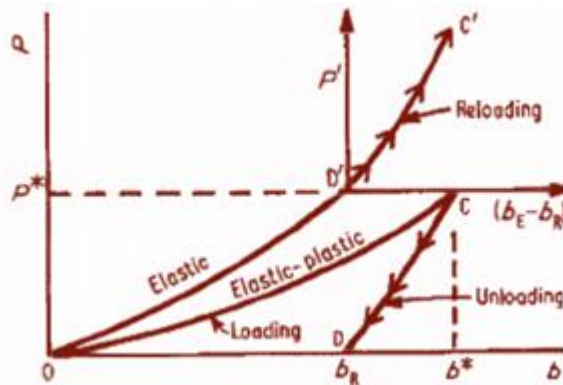
όπου  $2b_E$  είναι η διάσταση της μικρής διαγωνίου σε φόρτιση  $P_E$ .

Η φόρτιση παρουσιάζεται στο ακόλουθο διάγραμμα ως  $OC$  και η αποφόρτιση ως  $CD$  και έπειτα προκύπτει η διάσταση της μικρής διαγωνίου του εναπομένοντος αποτυπώματος  $2b_R$  (βλ. Εικόνα 16).

Τα στάδια της φόρτισης και αποφόρτισης είναι αντιστρεπτά. Για τη περιγραφή της αποφόρτισης χρησιμοποιείται η επαναφόρτιση κατά μήκος της διαδρομής  $D'C'$ .

$$P' = \left[ \left( \frac{14,22E}{2(1-\nu^2)} \right) \cot\gamma \right] (b_E^2 - b_R^2) \quad (9)$$

όπου  $b_R < b_E < b^*$  κατά την επαναφόρτιση και  $2b^*$  είναι η διάσταση της μικρής διαγωνίου στη μέγιστη φόρτιση  $P^*$ . Αυτό είναι ισοδύναμο με το μοντέλο των Lawn and Howes.



**Εικόνα 16. Διάγραμμα φόρτισης, αποφόρτισης και επαναφοράς[26]**

Στο τέλος της φόρτισης απαιτούνται οι συνθήκες συμβατότητας κατά την επαναφόρτιση  $P=P^*$ ,  $b_H=b_E=b^*$  και διεξάγεται η σχέση:

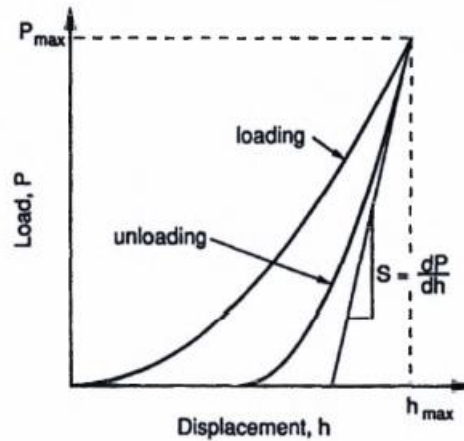
$$\left( \frac{b_R}{b^*} \right)^2 = 1 - [2(1-\nu^2) \tan \gamma] \left( \frac{H}{E} \right) \quad (10)$$

Η παραπάνω σχέση υποδεικνύει ότι ο λόγος  $H/E$  μπορεί άμεσα να σχετιστεί με τη διάσταση της μικρής διαγωνίου του εναπομένοντος αποτυπώματος [26].

### 2.9.2.3 Μέθοδος κατά Oliver-Pharr

Το 1992 οι Oliver και Pharr, πρότειναν έναν αναλυτικό τρόπο προσδιορισμού του μέτρου ελαστικότητας με χρήση δεδομένων από τη δοκιμή ναοδιείσδυσης. Η κλίση της

καμπύλης  $dP/dh$  που παρουσιάζεται παρακάτω είναι ενδεικτική της δυσκαμψίας του υλικού. Η δυσκαμψία  $S$  εκφράζει την αντίσταση του υλικού στην ελαστική παραμόρφωση και προσδιορίζεται πειραματικά μέσω της καμπύλης αποφόρτισης (βλ. Εικόνα 17) ως η κλίση του ανώτερου σημείου της ανάμεσα στο 40 με 95 % της μέγιστης φόρτισης.



**Εικόνα 17. Διάγραμμα κλίσης της καμπύλης (δυσκαμψία)[26]**

Το μέτρο ελαστικότητας συνδέεται με τη δυσκαμψία με τη σχέση:

$$S(h_{max}) = \frac{dP}{dh}(h_{max}) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \cdot \beta \cdot E_r \sqrt{A_c(h_{max})} \quad (11)$$

Όπου  $h_{max}$  το μέγιστο βάθος διείσδυσης και  $A_c$  η επιφάνεια του αποτυπώματος στο μέγιστο βάθος διείσδυσης.

Το  $E_r$  εξαρτάται τόσο από τη παραμόρφωση του υλικού όσο και από τη παραμόρφωση της διαμαντένιας ακίδας του διεισδυτή και ορίζεται ως:

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1 - \nu_{specimen}}{E_{specimen}} + \frac{1 - \nu_{tip}^2}{E_{tip}} \quad (12)$$

Όπου  $E_r$ , το μέτρο ελαστικότητας του υλικού

$E_{specimen}$ , το μέτρο ελαστικότητας

$\nu_{specimen}$ , ο λόγος Poisson

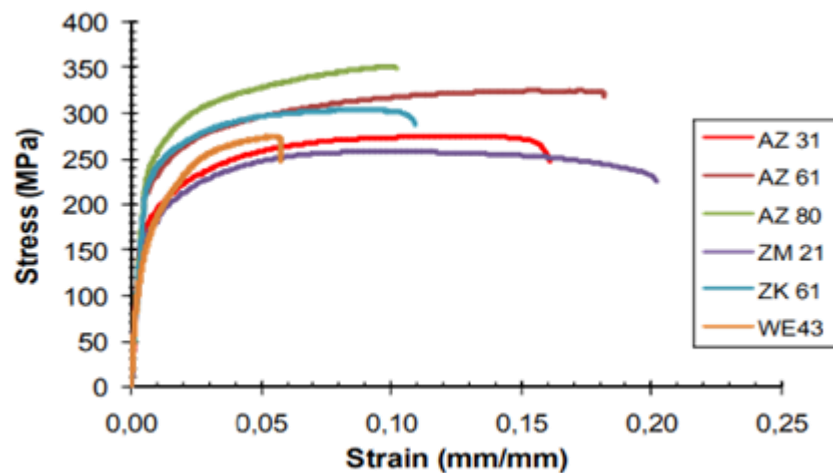
$E_{tip}$ , το μέτρο ελαστικότητας του διεισδυτή Berkovitch

$\nu_{tip}$ , ο λόγος Poisson διεισδυτή Berkovitch

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

### ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΕΣ

Για την επιλογή του κατάλληλου κράματος μαγνησίου, έχουν διεξαχθεί αρκετές έρευνες στη βιβλιογραφία. Χαρακτηριστικό παράδειγμα, αποτελεί η χρήση εμπορικών κραμάτων μαγνησίου όπως AZ31, AZ61, AZ80, ZM21, ZK61, WE43 σε μπάρες διαμέτρου 15mm, μορφοποιώντας τα σε δοκίμια μήκους 40mm και διαμέτρου 8 mm για τη διεξαγωγή πειραμάτων εφελκυσμού. Όπως φαίνεται και από το παρακάτω διάγραμμα (βλ. Εικόνα 18) τα κράματα ZM21, AZ31 και AZ61 εμφανίζουν μεγαλύτερες τιμές παραμόρφωσης μέχρι τη θραύση. [12]



Εικόνα 18. Διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης εμπορικών κραμάτων μαγνησίου [12]

Επίσης, αποτελέσματα δοκιμών εφελκυσμού σε δοκίμια μορφής stent για διάφορα κράματα μαγνησίου συνοψίζονται στον Πίνακα 6. [31]

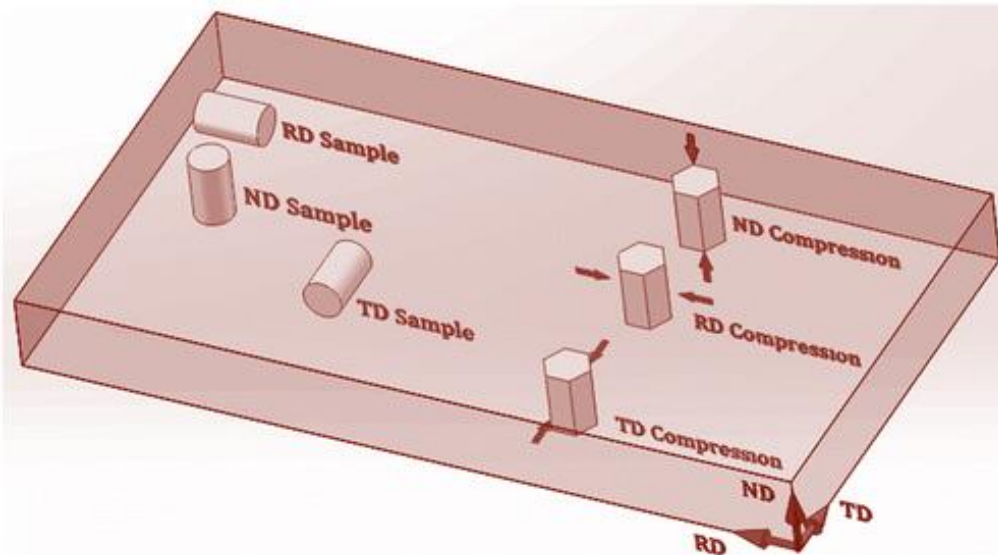
**Πίνακας 6. Αποτελέσματα εφελκυσμού κραμάτων μαγνησίου**

Κράμα	Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	Όριο διαρροής (MPa)	Αντοχή εφελκυσμού (MPa)	Παραμόρφωση (%)
316 SS	193	275	595	50
WE43B	43	169	254	18
ZK31	45	223	287	13
AZ80	43	163	255	7
AZ31		145,8	256,4	10,2
MZX	43-46	165-203	265-308	8-23

Έχει αποδειχτεί ότι τα κράματα της σειράς AZ παρουσιάζουν καλύτερη συμπεριφορά διάβρωσης έναντι των ZK και ZM. Συνεπώς, τα κράματα της σειράς AZ παρέχουν ένα καλό συμβιβασμό μεταξύ μηχανικών ιδιοτήτων και διάβρωσης. Δεδομένου αυτού και του ότι στο εργαστήριο υπήρχε διαθέσιμο stent κράματος AZ31, η παρακάτω βιβλιογραφική ανασκόπηση επικεντρώνεται σε αυτό το κράμα.

### **3.1 Πειραματικές Μελέτες για κράμα μαγνησίου της σειράς AZ31**

Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενη ενότητα, η πλαστική παραμόρφωση των υλικών με πυκνή εξαγωνική δομή σε θερμοκρασία περιβάλλοντος πραγματοποιείται με τον σχηματισμό της κρυσταλλογραφικής ολίσθησης αλλά και της διδυμιακής παραμόρφωσης. Οι δύο αυτοί κυρίαρχοι μηχανισμοί σε συνδυασμό με την αναπτυσσόμενη υφή έχουν αντίκτυπο στις μηχανικές ιδιότητες των μετάλλων. Αρκετές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί σχετικά με τα ελατά κράματα μαγνησίου. Για τον χαρακτηρισμό της μικροδομής συνήθως εκτελούνται μεταλλογραφίες σε διάφορα επίπεδα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 19.

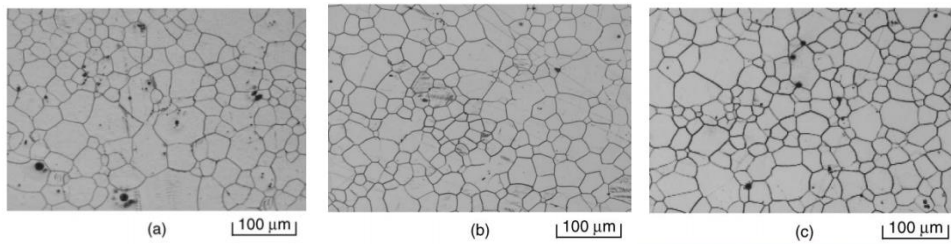


**Εικόνα 19. Κατευθύνσεις μεταλλογραφιών στα διάφορα επίπεδα[34]**

Χρησιμοποιήθηκε έλασμα πάχους 20mm και ελήφθησαν 3 δείγματα πάχους 3mm το καθένα από το αρχικό έλασμα. Το πρώτο S πάρθηκε από την επιφάνεια (0-3mm), το επόμενο από το κέντρο C (8,5-11,5mm από την επιφάνεια) και το τρίτο Q από ένα στρώμα ανάμεσα σε αυτά (3,5-6,5μm από την επιφάνεια). [31]

Οι κατευθύνσεις εφελκυσμού τέθηκαν στις 0°, 45° και 90° από τη κατεύθυνση έλασης. Τα δοκίμια είχαν 60mm μήκος και 12,5mm πλάτος. Τα πειράματα εφελκυσμού έλαβαν χώρα σε θερμοκρασία δωματίου με ρυθμό 0,05mm/s και καταγράφηκαν η αντοχή εφελκυσμού και η παραμόρφωση ως η μέση τιμή των 3 κατευθύνσεων. Για τα πειράματα θλίψης χρησιμοποιήθηκαν δοκίμια κυλινδρικής διατομής με 10 mm διάμετρο και 18mm μήκος παράλληλα στη κατεύθυνση έλασης. Οι δοκιμές αφορούν θερμοκρασία δωματίου και θερμοκρασία 573K. [33]

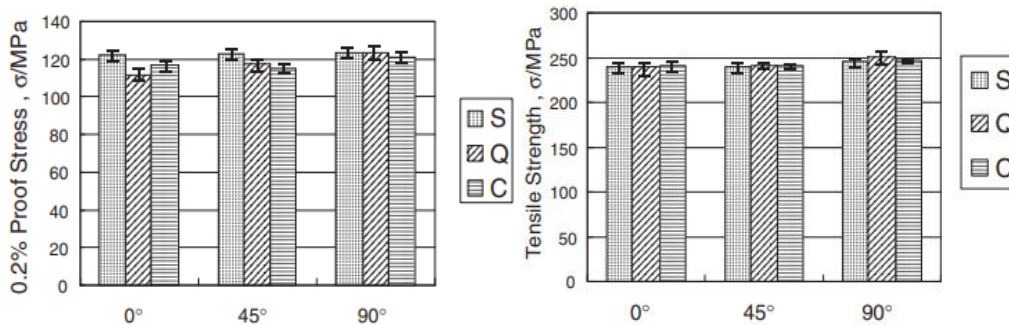
## Αποτελέσματα



**Εικόνα 20. Μέγεθος κόκκων (a) άνω επιφάνεια (S), (b) κέντρο (C), (c) ενδιάμεσο στρώμα (Q)[32]**

Παρατηρούμε στην Εικόνα 20 ότι η διακύμανση του μεγέθους κόκκων στην άνω επιφάνεια (a) είναι μεγαλύτερη απ ότι στα εσωτερικά στρώματα που είναι πιο ομοιόμορφα(b,c).

Παρακάτω (βλ. Εικόνα 21) δίνονται τα αποτελέσματα εφελκυσμού για κάθε στρώμα στις διαφορετικές μοίρες.

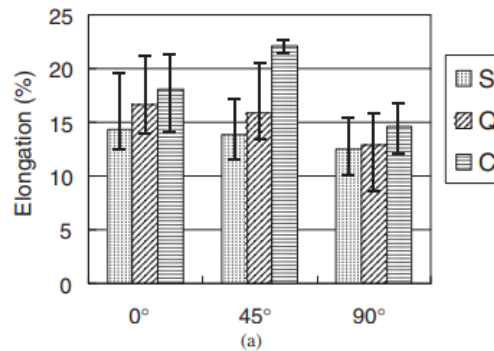


**Εικόνα 21. Όριο διαρροής(αριστερή εικόνα) και αντοχή εφελκυσμού(δεξιά εικόνα) για τα διάφορα στρώματα στις κατευθύνσεις 0,45,90 μοίρες[32]**

Διαπιστώνουμε, ότι το όριο διαρροής είναι μεγαλύτερο τόσο στο άνω στρώμα όσο και στη κατεύθυνση των 90 μοιρών. Αντιθέτως, η αντοχή σε εφελκυσμό είναι παρόμοια σε όλα τα στρώματα.

Επίσης, παρακάτω η παραμόρφωση (βλ. Εικόνα 22) είναι χαμηλότερη για το άνω στρώμα και υψηλότερη στο κατώτερο για όλες τις διευθύνσεις. Η παραμόρφωση

αυξάνεται με την απομάκρυνση από τη επιφάνεια. Το ανώτερο στρώμα παρουσιάζει υψηλό όριο διαρροής και μικρότερη παραμόρφωση, ενώ το κατώτερο το αντίθετο.

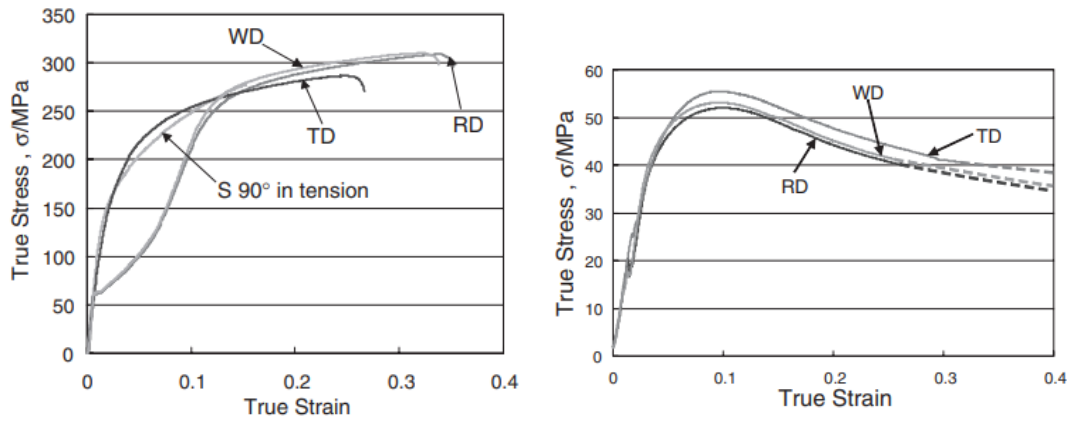


**Εικόνα 22. Ποσοστιαία παραμόρφωση για τα διάφορα στρώματα στις κατευθύνσεις 0,45,90 μοίρες[31]**

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της θλίψης (βλ. Εικόνα 23). Στην επιφάνεια παράλληλα με την επιφάνεια της πλάκας η οποία ταυτίζεται με τη κατεύθυνση της έλασης και του πλάτους παρατηρούμε ότι η καθαρή αντοχή βρίσκεται σε αισθητά χαμηλότερο φορτίο, αλλά αυξάνεται σε υψηλότερο φορτίο λόγω εργοσκλήρυνσης. Έτσι όλες οι κατευθύνσεις παρουσιάζουν περίπου την ίδια θλιπτική αντοχή.

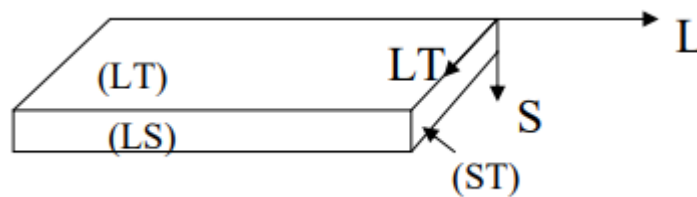
Θα πρέπει να τονίσουμε πως στους 573K εξαφανίζεται η ανισοτροπία [34] και οι καμπύλες ταυτίζονται για όλες τις κατευθύνσεις. Η αριστερή εικόνα αφορά σε αποτελέσματα για θερμοκρασία δωματίου, ενώ η δεξιά για 573K.





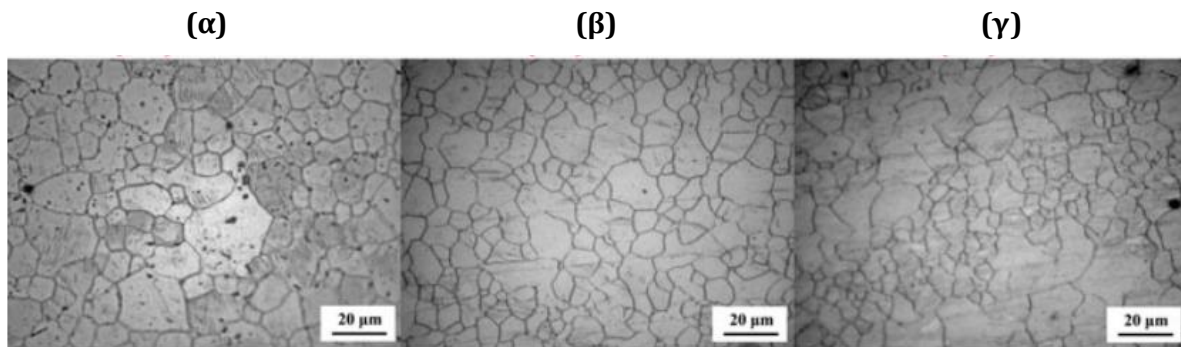
**Εικόνα 23. Διάγραμμα θλιπτικής τάσης-παραμόρφωσης για θερμοκρασία δωματίου (αριστερή εικόνα) και για θερμοκρασία 573K (δεξιά εικόνα) [34]**

Επίσης, η μηχανική συμπεριφορά του κράματος AZ31 έχει μελετηθεί και στα επίπεδα όπως παρουσιάζονται στην Εικόνα 24. Η διεύθυνση L είναι η διεύθυνση της έλασης και η LT η κάθετη στην έλαση. [38]



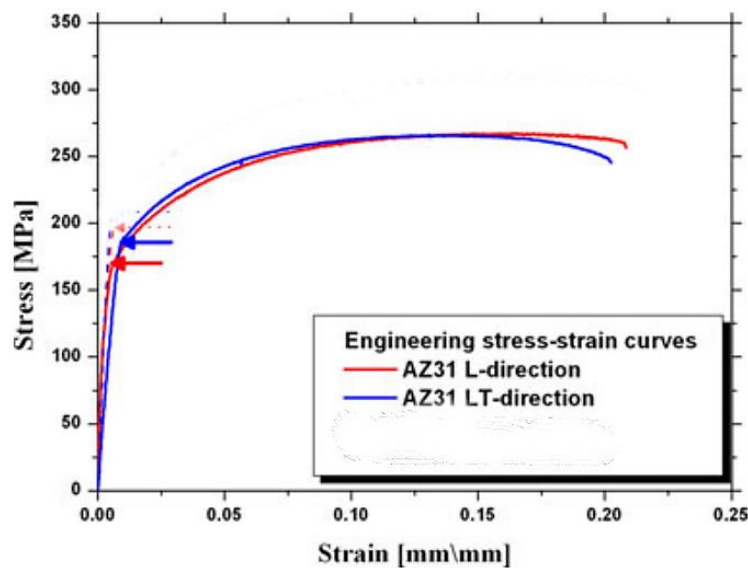
**Εικόνα 24. Επίπεδα δοκιμίου**

Η μικροδομή των επιπέδων LT, LS και ST (βλ. Εικόνα 25) παρουσιάζει μέσο μέγεθος κόκκων 14,5 μm.



**Εικόνα 25. Μικροδομή των επιπέδων LT(α), LS(β), ST(γ)[38]**

Βάση του παρακάτω σχήματος, η συμπεριφορά στον εφελκυσμό για το κράμα AZ31 είναι ίσια σχεδόν στις δύο κατευθύνσεις. Το όριο διαρροής είναι ελαφρώς υψηλότερο στην LT διεύθυνση, λόγω του ότι η πλαστική παραμόρφωση στην LT διεύθυνση απαιτεί την ενεργοποίηση της πρισματικής ολίσθησης. Συνεπώς, για τη διδυμιακή παραμόρφωση στη διεύθυνση LT απαιτείται υψηλότερη διατμητική τάση.

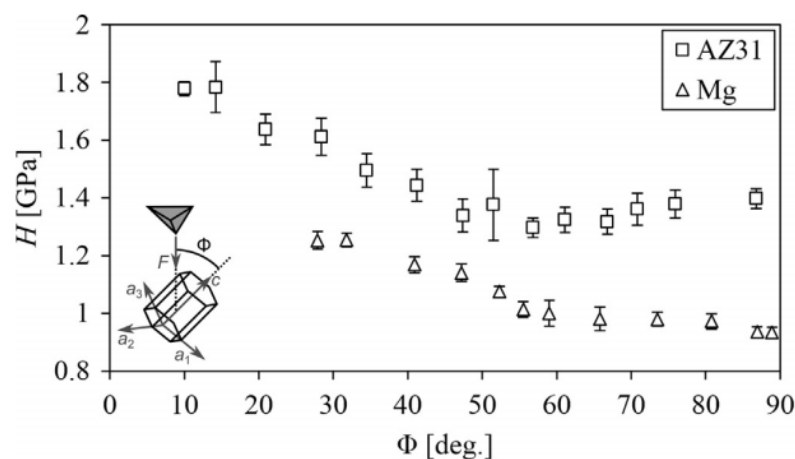


**Εικόνα 26. Αποτελέσματα εφελκυσμού στις διευθύνσεις L και LT[38]**

Η νανοδιείσδυση θεωρείται μια καλή τεχνική για την εξακρίβωση των μηχανικών ιδιοτήτων. Γενικά, οι μελέτες που συσχετίζουν τον κρυσταλλογραφικό προσανατολισμό με τη νανοδιείσδυση είναι δύο ειδών. Το πρώτο περιλαμβάνει μονοαξονική θλίψη με επίπεδο εισβολέα, ενώ το δεύτερο αναφέρεται σε τριαξονική θλίψη με σφαιρικό ή κωνικό εισβολέα. [37]

Παρουσιάζονται οι νανομηχανικές ιδιότητες του κράματος AZ31 μέσω νανοδιείσδυσης σε μεμονομένους κόκκους με γνωστό κρυσταλλογραφικό προσανατολισμό. Επίσης, για να γίνει εμφανής η επίδραση των κραματικών στοιχείων το κράμα AZ31 συγκρίνεται με καθαρό μαγνήσιο (βλ. Εικόνα 27). Τα δοκίμια παρουσιάζουν μέγεθος κόκκου 17  $\mu\text{m}$  και για τη νανοδιείσδυση χρησιμοποιήθηκε διεισδυτής Berkovitch. Το μέγιστο φορτίο για το κράμα ήταν 500  $\mu\text{N}$  και για το καθαρό μαγνήσιο 350  $\mu\text{N}$ , ενώ το βάθος διείσδυσης και για τα δύο υλικά κυμαίνεται από τα 95 έως τα 125 nm.

Η νανοσκληρότητα συνδέεται με τον κρυσταλλογραφικό προσανατολισμό λόγω της κρίσιμης διατμητικής τάσης και των συστημάτων διδυμίας. Παρακάτω παρουσιάζεται η νανοσκληρότητα του κράματος ως συνάρτηση της γωνίας  $\Phi$ , η οποία είναι η γωνία μεταξύ του  $c$  άξονα του hcp κρυσταλλικού πλέγματος και του επιπέδου που είναι παράλληλο στη κατεύθυνση διείσδυσης. [35]

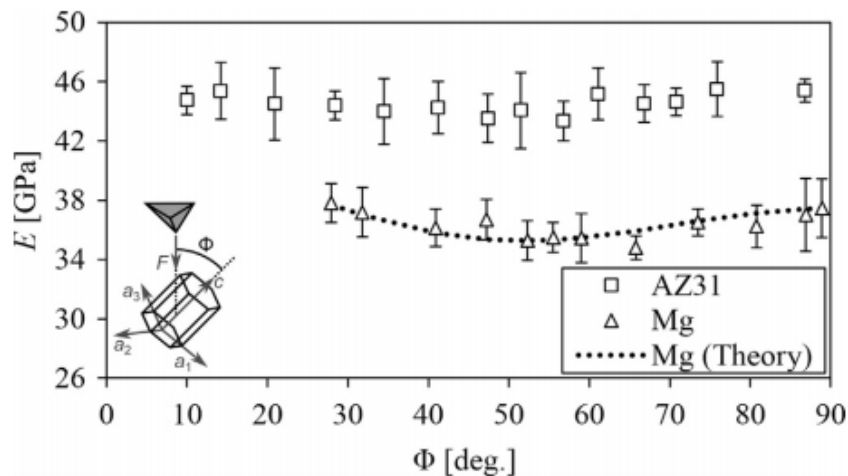


**Εικόνα 27. Νανοσκληρότητα καθαρού μαγνησίου και κράματος AZ31 βάση της γωνίας  $\Phi$ [35]**

Παρατηρείται ότι η νανοσκληρότητα του AZ31 είναι μεγαλύτερη από αυτή του καθαρού μαγνησίου. Επίσης, για το κράμα εντοπίζεται απότομη μείωση στις τιμές της νανοσκληρότητας για  $\Phi < 55^\circ$ , ενώ για  $\Phi > 55^\circ$  αυξάνονται σταδιακά. Στη περίπτωση του καθαρού μαγνησίου, οι τιμές της νανοσκληρότητας μειώνονται με σταθερό ρυθμό στη διακύμανση του  $\Phi$ . Κατά τη διάρκεια της νανοδιείσδυσης στο βασικό επίπεδο ( $\Phi \approx 0$ ), η πλαστικότητα αναπτύσσεται λίγο μετά την επαφή μεταξύ του εισβολέα και της επιφάνειας λόγω της ενεργοποίησης του βασικού επιπέδου ολίσθησης  $\langle a \rangle$  και

ακολουθώντας από το επίπεδο της πυραμίδας  $\langle c+a \rangle$  και της επέκτασης διδυμίας. Το επίπεδο ολίσθησης πυραμίδας  $\langle c+a \rangle$  ενεργοποιείται ταυτόχρονα κάτω και γύρω από τον εισβολέα. Το βασικό επίπεδο ολίσθησης  $\langle a \rangle$  κυριαρχεί κοντά στον εισβολέα και οι υπόλοιποι μηχανισμοί στη συνέχεια.

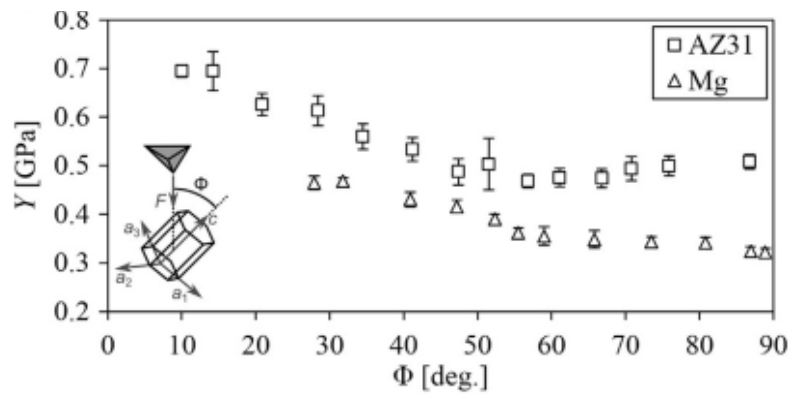
Το μέτρο ελαστικότητας αποτελεί μια σημαντική ιδιότητα και όπως φαίνεται στην Εικόνα 28 εξαρτάται από τη γωνία  $\Phi$ .



**Εικόνα 28. Μέτρο ελαστικότητας καθαρού μαγνησίου και κράματος AZ31 βάση της γωνίας  $\Phi$  [35]**

Παρατηρείται ότι οι τιμές για το κράμα AZ31 είναι σχεδόν σταθερές στο εύρος τιμών της γωνίας και σύμφωνες με τις τιμές αναφοράς 44- 46 GPa. Οι τιμές για το καθαρό μαγνήσιο είναι χαμηλότερες σε σχέση με το κράμα και σε σχέση με τις τιμές του αναφοράς 41-45 GPa.

Η εξάρτηση της γωνίας  $\Phi$  με το όριο διαροής παρουσιάζεται στην Εικόνα 29.



Εικόνα 29. Διάγραμμα για το μέτρο διαρροής σε σχέση με τη γωνία  $\Phi$  [35]

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

---

### ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

- ❖ Η εφαρμογή κραμάτων μαγνησίου αποτελεί μία πολλά υποσχόμενη πρακτική της σύγχρονης αγγειοχειρουργικής. Η βιοσυμβατότητα και η βιοαποδομησιμότητά τους καθιστά την επέμβαση λιγότερο ανώδυνη διαδικασία, αποκαθιστώντας την αγγειοκινητική της αρτηρίας. Παράλληλα αν και παρουσιάζουν μειωμένες μηχανικές ιδιότητες από άλλα κράματα, δεν αποτελούν εμπόδιο στη τελική απόδοση του stent, καθώς μετά το πέρας εύλογου χρονικού διαστήματος θα απομακρυνθούν με φυσικό τρόπο.
- ❖ Από τα εμπορικά διαθέσιμα κράματα μαγνησίου κατάλληλη κρίνεται η σειρά AZ. Συγκεκριμένα, το κράμα AZ31 παρουσιάζει καλή παραμορφωσιμότητα και ταυτόχρονα βελτιωμένη αντοχή στη διάβρωση λόγω του Al που περιέχει. Το χαμηλό όριο διαρροής (145,8 MPa) και η υψηλή τιμή της αντοχής εφελκυσμού (256,4 MPa) καθώς και οι χαμηλές τιμές του μέτρου ελαστικότητας ικανοποιούν τις μηχανικές απαιτήσεις του stent.
- ❖ Τα κράματα μαγνησίου εμφανίζουν HCP κρυσταλλική δομή και βασικό χαρακτηριστικό τους είναι η ανισοτροπία. Το μέγεθος των κόκκων επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες και αναλόγως τη κατεύθυνση παρατηρείται διαφορά στο μέγεθος.
- ❖ Οι διδυμίες κατέχουν σημαντικό ρόλο στη μηχανική παραμόρφωση των HCP δομών. Ο μηχανισμός τους παρέχει τα αναγκαία πέντε επίπεδα για να λάβει χώρα η παραμόρφωση.
- ❖ Ο παράγοντας της θερμοκρασίας συνδέεται άμεσα με την πλαστική παραμόρφωση και τα φαινόμενα ανισοτροπίας. Η ολκιμότητα σε θερμοκρασία δωματίου είναι περιορισμένη, εξαιτίας της πλαστικής παραμόρφωσης που συμβαίνει στο  $\langle \alpha \rangle$  βασικό επίπεδο ολίσθησης ή στα όμοια επίπεδα  $\{10\bar{1}2\}\langle\bar{1}011\rangle$ .
- ❖ Η υψηλή ανισοτροπία αποδίδεται παράλληλα και στον περιορισμένο αριθμό επιπέδων παραμόρφωσης, σχηματίζοντας αιχμηρές υφές κατά τη διάρκεια επεξεργασίας με έλαση. Κατά την έλαση του μαγνησίου και των κραμάτων του το βασικό επίπεδο στο εξαγωνικό πλέγμα ευθυγραμμίζεται παράλληλα με το

επίπεδο του ελάσματος, σχηματίζοντας με αυτό τον τρόπο τη σκληρή υφή βασικού επιπέδου. Ακόμα και μετά την απόπτωση όπου συμβαίνει ανακρυστάλλωση οι υφές αυτές διατηρούνται, οδηγώντας στην ισχυρή ανισοτροπία.

- ❖ Όσο αυξάνεται η θερμοκρασία η ανισοτροπία δεν είναι τόσο έντονη. Ιδιαίτερα σε θερμοκρασία 300°C εξαλείφονται οι ανισοτροπίες και αυξάνεται η ολκιμότητα. Η υψηλή θερμοκρασία επιδρά στη μείωση της κρίσιμης αντοχής σε διάτμηση στο πρισματικό επίπεδο, αυξάνει τον αριθμό των ανεξάρτητων πεδίων παραμόρφωσης και καθιστά πιο ενεργή την ολίσθηση στο <α> και <c+α> επίπεδο.
- ❖ Στη περίπτωση των αγγειοχειρουργικών stent θα πρέπει να είναι ελεγχόμενη η ανισότροπη συμπεριφορά, καθώς πρέπει να πληρούνται τα κριτήρια της μηχανικής αντοχής. Η ανισότροπη συμπεριφορά περιορίζεται με την αύξηση της θερμοκρασίας και συνεπώς σκόπιμο θα ήταν η κατεργασία διαμόρφωσης να γίνεται σε υψηλή θερμοκρασία.
- ❖ Το μέτρο ελαστικότητας προσδιορίζεται πειραματικά μέσω του υπολογισμού της σκληρότητας. Επίσης, υπάρχει εξάρτηση του μέτρου ελαστικότητας και της σκληρότητας από τον προσανατολισμό του διεισδυτή.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

---

### ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ-ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Λόγω των περιοριστικών μέτρων που αποδίδονται στη πανδημία και των ιδιαίτερων συνθηκών δεν ήταν εφικτή η πρόσβαση στο εργαστήριο, ώστε να διεξαχθεί μία πιο ολοκληρωμένη μελέτη.

Σε πρώτο στάδιο, τίθεται απαραίτητη η διεξαγωγή πειραματικών μετρήσεων σκληρομέτρησης και προσδιορισμός του μέτρου ελαστικότητας. Θα μπορούσε να γίνει σύγκριση των τιμών μεταξύ των μεθόδων Marshall και Oliver-Pharr καθώς και σύγκριση βάση του προσανατολισμού. Επίσης, για μεγαλύτερη αξιοπιστία θα μπορούσε να γίνει και επαλήθευση των αποτελεσμάτων με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο για τις μετρήσεις στη μικροκλίμακα και στη νάνοκλίμακα.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

---

### ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] M.Ravichandran, N.Baskar, C.Anand, Chairman, R.Balasundaram, Materials today, Mechanical properties and applications of Magnesium alloy 2020, pages 909-913
- [2] Usman Riaz, IshraqShabib, Waseem Haider, Journal of Biomedical Materials Research part B: Applied Biomaterials Issue 6, December 2018. pages 1970-1996
- [3] Ali Gokhan Demir, Barbara Previtali, Qiang Ge, Maurizio Vedani, Wei Wu, Biodegradable magnesium coronary stents: material, design and fabrication, September 2013, pages 936-945
- [4] Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, Mechanical properties of magnesium alloys for medical application November 2018, pages 68-79
- [5] Agung Purnama, Diego Mantovani. Journal of Biomaterials and Tissue Engineering, Biodegradable Metal Stents: A Focused Review on Materials and Clinical Studies, November 2014
- [6] Brian Krans, Health line, Stent: why and how they are used, September 2018
- [7] James Beckerman, What you need to know about stents MD FACC, August 2020
- [8] Heart matters, How do stents work
- [9] Coronary Angioplasty - Centro TAVICORTavacor, Ημερομηνία επίσκεψης 28/5/2021
- [10]The Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, What is a stent, November 2014
- [11]Innovative Drug Delivery Platforms: From Natural to Engineered Materials, Recent Advances in Manufacturing Innovative stents, April 2020
- [12] Lorenza Petrini, Wei Wu, Dario Gastaldi, Lina Altomare, Development of biodegradable magnesium alloy stents with coating, July 2014
- [13]Wim H Sillekens, Sean R. Agnew, Neale R. Neelameggham, and Suveen N. Mathaudhu, Magnesium Technology TMS (The Minerals, Metals & Materials Society), 2011
- [14]Critical Assessment 16: Anisotropy in metals, Materials Science and Technology 31:12, 1393-1401

- [15] Γρηγόρης Ν. Χαιδεμενόπουλος, Φυσική Μεταλλουργία, σελ. 451-452, 470-472, 2016
- [16] Απόστολος Ν. Χάμος . Μηχανική συμπεριφορά προηγμένων αεροπορικών κραμάτων μαγνησίου. Πανεπιστήμιο Πατρών Πολυτεχνική Σχολή τμήμα Μηχανολόγων και αεροναυπηγών μηχανικών. Εργαστήριο τεχνολογίας και αντοχής υλικών
- [17] Chao Lou, Xiyan Zhang, Runhong Wang, and Qing Liu, Mechanical behavior and microstructural characteristics of magnesium alloy containing {10-12} twin lamellar structure, School of Materials Science and Engineering, Chongqing University. 6 November 2012
- [18] ΣΤΕΦΑΝΟΣ Ι. ΚΡΥΟΒΡΥΣΑΝΑΚΗ, Επίδραση Διάβρωσης στην Ολιγοκυκλική Συμπεριφορά Κόπωσης Κράματος Μαγνησίου AZ31 με Επικάλυψη CrO<sub>3</sub>, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Ιούλιος 2014
- [19] Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο Τομέας Επιστήμης και Τεχνικής των Υλικών, Σχολή Χημικών Μηχανικών, Κ. Χαριτίδης, Δομή και Μηχανικές Ιδιότητες Υλικών
- [20] G. Sundararajan and M. Roy .Encyclopedia of Materials: Science and Technology ISBN: 0-08-0431526, pp. 3728–3736, , Hardness Testing
- [21] Esteban Broitman, Indentation Hardness Measurements at Macro-, Micro-, and Nanoscale: A Critical Overview, Received: 25 September 2016. Accepted: 15 December 2016 . Published online: 28 December 2016
- [22] <https://www.buehler.cn/vickers-hardness-testing.php>, Ημερομηνία επίσκεψης 24/4/2021
- [23] <https://www.buehler.com/knoop-hardness-testing.php>, Ημερομηνία επίσκεψης 24/4/2021
- [24] Atefeh Karimzadeh, Seyed Saeid Rahimian Koloor, Majid R. Ayatollahi, Mohdyazid Yahya, Assessment of Nano-Indentation Method in Mechanical Characterization of Heterogeneous Nanocomposite Materials Using Experimental and Computational Approaches, October 2019
- [25] L. Riester, P.J. Blaua , E. Lara-Curzioa , K. Breder. Thin Solid Films, Nanoindentation with a Knoop indenter, National Laboratory, 2008
- [26] ΣΟΦΙΑ Α. ΣΤΑΥΡΟΠΟΥΛΟΥ, ΜΕΤΡΗΣΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΜΕΤΡΟΥ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΣΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΠΟΡΩΔΟΥΣ ΤΑΝΤΑΛΙΟΥ - ΟΣΤΟΥ, ,

- [27]W.C. Oliver . Measurement of hardness and elastic modulus by instrumented indentation: Advances in understanding and refinements to methodology, MTS Systems Corporation, The University of Tennessee and Oak Ridge National Laboratory, Department of Materials Science and Engineering, Knoxville, Tennessee 37996 (Received 15 June 2003; accepted 23 September 2003)
- [28]Jin-Hak Kim, Tatsuo Tabaru and Hisatoshi Hirai. Evaluation Technique of the Hardness and Elastic Modulus of Materials with Fine Microstructures, Institute for Structural and Engineering Materials, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, February 18 2003
- [29]Δημήτρης Τσιουβάκας. Προσδιορισμός σκληρότητας και μέτρου ελαστικότητας της αδαμαντίνης και της οδοντίνης στο ανθρώπινο δόντι, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, 2008
- [30]Duka Devoll. Συγκόλληση ανομοίων υπερκραμάτων νικελίου κοβαλτίο και μελέτη μικροδομής και μηχανικών ιδιοτήτων, ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΜΕΤΑΛΛΕΙΩΝ – ΜΕΤΑΛΛΟΥΡΓΩΝ ΤΟΜΕΑΣ ΜΕΤΑΛΛΟΥΡΓΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΜΕΤΑΛΛΟΓΝΩΣΙΑΣ/ 2014
- [31]Charles Z. Dengl, Rajesh Radhakrishnanl, Steve R. Larsenl, Dennis A. Boismerl, Jon S. Stinsonl, Adrienne K. Hotchkissl , Eric M. Petersen, Jan Webe, and Torsten Scheuermann .MAGNESIUM ALLOYS FOR BIOABSORBABLE STENTS: A FEASIBILITY ASSESSMENT, Magnesium Technology 2011
- [32]Bevis Hutchinson, Matthew Barnett. Plastic anisotropy in magnesium alloys – phenomena and modeling, Institute for Frontier Materials Deakin University
- [33]Eitaro Yukutake, Junichi Kaneko and Makoto Sugamata, Anisotropy and Non-Uniformity in Plastic Behavior of AZ31 Magnesium Alloy Plates, Department of Mechanical Engineering, College of Industrial Technology, Nihon University, Narashino 275-8575, Japan, February 27 2003
- [34]Yanyu Liu, Pingli Mao, Feng Zhang, Zheng Liu & Zhi Wang . Effect of temperature on the anisotropy of AZ31 magnesium alloy rolling sheet under high strain rate deformation, Philosophical Magazine, 98:12, 1068-1086

- [35] Jiří Bočan, Jan Maňák, Aleš Jäger. Materials Science & Engineering, A Nanomechanical analysis of AZ31 magnesium alloy and pure magnesium correlated with crystallographic orientation, 20 July 2015
- [36] <https://pdfslide.tips/document/65546fc74bb4af9f4e368b4669.html/>  
Ημερομηνία επίσκεψης 24/4/2021
- [37] Zai Wang , Xin Hao , Ji Qiu , Tao Jin, Xuefeng Shu and Xin Li . Anisotropic Yield Criterion of Rolled AZ31 Magnesium Alloy via Nanoindentation, 16 December 2020
- [38] N. CHAMOS , PANTELAKIS , N. HAIDEMENOPOULOS and E. KAMOUTSI, Tensile and fatigue behaviour of wrought magnesium alloys AZ31 and AZ61. A. Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures, July 2008
- [39] <https://www.bostonscientific.com/en-US/products/stents--coronary/rebel-platinum-chromium-coronary-stent-system/rebel-stent-radial-axial-strength.html/>, ημερομηνία επίσκεψης 27/7/2021